



UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE CIENCIAS
POSTGRADO EN FÍSICA MÉDICA

EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA DEL CONO DE 4 mm CON
CÁMARA LÍQUIDA MICROLION EN EL TRATAMIENTO DE
NEURALGIA DEL TRIGÉMINO.

Trabajo de Grado presentado por la Licenciada María A. Cova P. ante la ilustre
Universidad Central de Venezuela para optar al Grado de Magister Scientiarum en
Ciencias Mención Física Médica

Tutor: Dr. Jesús E. Dávila P.

Caracas, julio 2018.



UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE CIENCIAS
COMISIÓN DE ESTUDIOS DE POSTGRADO

Comisión de
Estudios de
Postgrado



VEREDICTO

Quienes suscriben, miembros del jurado designado por el Consejo de la Facultad de Ciencias de la Universidad Central de Venezuela, para examinar el Trabajo de Grado presentado por: **MARIA ALEJANDRA COVA PINEDA**, Cédula de identidad N°.18519257, bajo el título "EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA DEL CONO DE 4 mm CON CÁMARA LÍQUIDA MICROLION EN EL TRATAMIENTO DE NEURALGIA DEL TRIGÉMINO.", a fin de cumplir con el requisito legal para optar al grado académico de **MAGISTER SCIENTIARUM, MENCIÓN FÍSICA MÉDICA**, dejan constancia de lo siguiente:

1.- Leído como fue dicho trabajo por cada uno de los miembros del jurado, se fijó el día **04 de OCTUBRE de 2018 a las 11:00 A.M.**, para que el autor lo defendiera en forma pública, lo que éste hizo en **Sala de Seminario Guillermo Ruggeri**, mediante un resumen oral de su contenido, luego de lo cual respondió satisfactoriamente a las preguntas que le fueron formuladas por el jurado, todo ello conforme con lo dispuesto en el Reglamento de Estudios de Postgrado.

2.- Finalizada la defensa del trabajo, el jurado decidió aprobarlo, por considerar, sin hacerse solidario con la ideas expuestas por el autor, que se ajusta a lo dispuesto y exigido en el Reglamento de Estudios de Postgrado

Para dar este veredicto, el jurado estimó que el trabajo examinado es un aporte en los estudios sobre dosimetría de haz estrecho para los tratamientos de radiocirugía.

En fe de lo cual se levanta la presente ACTA, a los 04 días del mes de Octubre del año 2018, conforme a lo dispuesto en el Reglamento de Estudios de Postgrado, actuó como Coordinador del jurado el Dr. Jesús Dávila (UCV).

Dr. Humberto Rojas
C.I. 6821576
UCV

M.Sc. Deivis Errada
C.I. 15710204
UCV

Dr. Jesús Dávila
C.I. 8026322
UCV
Tutor



RESUMEN

La neuralgia del trigémino se define por la IASP (Asociación Internacional para el Estudio del Dolor) como «dolor paroxístico, unilateral, severo, penetrante, de corta duración y recurrente en la distribución de una o varias de las ramas del V par craneal», es una de las causas más comunes de dolor facial y puede afectar negativamente la calidad de vida de los pacientes. En 1968, Penman estimó que la prevalencia anual de la neuralgia del trigémino era de 4.7 en hombres y 7.2 en mujeres por cada millón. Una opción de tratamiento viable para la neuralgia del trigémino, desde que fue discutido por Leksell, es la Radiocirugía estereotáctica (SRS). La Radiocirugía estereotáctica es una técnica ambulatoria, no invasiva que permite entregar haces de radiación con dosis elevadas, altamente focalizados en una pequeña área localizada del cuerpo, principalmente en el cerebro. Esta técnica de radiocirugía como parte de los avances en el tratamiento radiante, ha resultado en el uso de campos de tratamientos reducidos a escala milimétrica en comparación con la radioterapia tradicional que utiliza campos mayores a $4 \times 4 \text{ cm}^2$, esto puede dar lugar a una incertidumbre significativa en la precisión de la dosimetría clínica. Este trabajo buscó evaluar la dosimetría de campos con geometría de haz estrecho, específicamente el cono de 4 mm, con cámara líquida microLion en tratamientos de neuralgia del trigémino. Para llevar a cabo este estudio se realizó un plan de tratamiento habitual para neuralgia del trigémino haciendo uso de un maniquí esférico lleno de agua con la cámara de ionización de estado líquido posicionada en su interior. Los resultados obtenidos muestran una diferencia porcentual del orden de -98 % para las medidas experimentales comparadas con las mostradas por el sistema de planificación Brainlab, permitiendo concluir que la cámara de ionización líquida microLion resulta inadecuada para la dosimetría de haz estrecho cuando no se posiciona de forma axial con respecto al haz de radiación.

Palabras Clave: Neuralgia del trigémino, radiocirugía estereotáctica, cámara microLion.

DEDICATORIA

A mis padres y hermana, por estar siempre apoyándome de manera incondicional

...Y a mis abuelos que siempre me han llenado de su amor infinito.

Un agradecimiento muy especial a la empresa **Física Médica C.A** y al **Servicio de Radioterapia Oncológica La Trinidad C. A.** por permitirme el uso de los equipos y las instalaciones necesarios para la realización de este trabajo de investigación.

AGRADECIMIENTOS

A Dios por permitirme alcanzar una nueva meta y ayudarme a superar cada obstáculo que se presenta en el camino.

A la Universidad Central de Venezuela, en especial a los Profesores de la Escuela de Física por contribuir en mi formación académica.

A mi tutor Jesús Dávila por guiarme en mi formación académica con sus consejos y conocimientos.

A mis familiares y amigos que siempre me han apoyado y están presentes en cada paso y cada nueva experiencia.

A mi novio Héctor Mendoza por su increíble paciencia, valiosos consejos y apoyo incondicional.

INDICE

RESUMEN.....	III
DEDICATORIA.....	IV
AGRADECIMIENTOS.....	VI
INDICE.....	VII
LISTA DE TABLAS.....	X
LISTA DE FIGURAS.....	XII
INTRODUCCIÓN.....	1
OBJETIVOS.....	4
Capítulo 1 NERVIOS TRIGÉMINOS.....	5
1.1 Anatomía y fisiología.....	5
1.2 Neuralgia del trigémino.....	8
1.3 Diagnóstico y tratamiento de la neuralgia del trigémino.....	9
1.4 Radiocirugía estereotáctica.....	10
Capítulo 2 GEOMETRÍA DE HAZ ESTRECHO.....	13
2.1 Dosis absorbida en agua para un haz de fotones bajo condiciones de referencia.....	13
2.1.1 Presión, temperatura y humedad.....	13
2.1.2 Efecto de polaridad.....	14
2.1.3 Recombinación de iones.....	15
2.1.4 Calidad del haz kQ	16
2.2 Campos pequeños.....	17
2.2.1 El tamaño de las partes visibles de la fuente de haz.....	17
2.2.2 El tamaño del detector utilizado en las mediciones.....	19
2.2.3 El rango de electrones en el medio irradiado.....	22
2.3 Detectores de radiación para campos pequeños.....	23
2.3.1 Cámaras de ionización llenas de aire de tamaño medio.....	24
2.3.2 Cámaras de ionización llenas de aire de pequeño tamaño.....	24
2.3.3 Diodos de silicio.....	25
2.3.4 Detectores de diamante.....	25

2.3.5 Cámaras de ionización líquida	25
2.4 Radiocirugía estereotáctica con acelerador lineal y conos.....	27
Capítulo 3 METODOLOGÍA	29
3.1 Determinación de dosis absorbida en agua.....	29
3.1.1 Acelerador lineal	29
3.1.2 Maniquí de agua, mp3 (PTW).....	30
3.1.3 Cámara de ionización gaseosa tipo FARMER (0,6 cm ³).....	32
3.1.4 Electrómetro UNIDOS, PTW	32
3.2 Determinación del factor de calibración de la cámara de ionización líquida, microLion (0,002 cm³).....	33
3.2.1 Posicionamiento de la cámara gaseosa tipo FARMER (0,6 cm ³).....	35
3.2.2 Cámara de ionización líquida, microLion (0,002 cm ³).....	36
3.2.3 Posicionamiento de la cámara líquida microLion (0,002 cm ³).....	37
3.2.4 Electrómetro dual TANDEM, PTW	40
3.2.5 Fuente de alto voltaje, HV-SUPLY, PTW	40
3.3 Determinación del factor de salida para cono de 4 mm.	41
3.4 Planificación de tratamiento utilizando radiocirugía estereotáctica con conos.	44
3.3.1 Materiales a utilizar	44
3.3.2 Simulación para tratamiento	46
3.3.3 Planificación con el sistema Brainlab	48
CAPÍTULO 4 ANÁLISIS DE RESULTADOS	50
4.1 Determinación de dosis absorbida en agua bajo condiciones de referencia..	50
4.2 Determinación del factor de calibración de la cámara de ionización líquida, microLion (0,002 cm³).....	50
4.3 Determinación del factor de salida para tres tamaños de cono con la cámara microLion.....	53
4.4 Planificación de tratamiento	56
4.5 Medidas experimentales	56
CONCLUSIONES	59

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....60

LISTA DE TABLAS

Tabla 1: Coeficientes cuadráticos para el cálculo de ks	16
Tabla 2: Características de la cámara microLion.....	37
Tabla 3: Parámetros medidos con la cámara de referencia.....	50
Tabla 4: Parámetros medidos con la cámara microLion.....	51
Tabla 5: Medidas con la cámara de referencia para campo 10 cm x 10 cm a 10 cm de profundidad.....	51
Tabla 6: Medidas con la cámara microLion 10 cm x 10 cm a 10 cm de profundidad	51
Tabla 7: Medidas con la cámara de referencia para campo 5 cm x 5 cm a 10 cm de profundidad.....	51
Tabla 8: Medidas con la cámara microLion para campo 5 cm x 5 cm a 10 cm de profundidad.....	51
Tabla 9: Medidas con la cámara de referencia para campo 3 cm x 3 cm a 10 cm de profundidad.....	52
Tabla 10: Medidas con la cámara microLion para campo 3 cm x 3 cm a 10 cm de profundidad.....	52
Tabla 11: Medidas con la cámara de referencia para campo 10 cm x 10 cm a 5 cm de profundidad.....	52
Tabla 12: Medidas con la cámara microLion para campo 10 cm x 10 cm a 5 cm de profundidad.....	52
Tabla 13: Medidas con la cámara de referencia para campo 5 cm x 5 cm a 5 cm de profundidad.....	52
Tabla 14: Medidas con la cámara microLion para campo 5 cm x 5 cm a 5 cm de profundidad.....	53
Tabla 15: Medidas con la cámara de referencia para campo 3 cm x 3 cm a 5 cm de profundidad.....	53
Tabla 16: Medidas con la cámara microLion para campo 3 cm x 3 cm a 5 cm de profundidad.....	53
Tabla 17: Lecturas con la cámara de referencia y la cámara líquida a 10 cm de profundidad.....	54

Tabla 18: Lecturas con el cono de 30 mm a 10 cm de profundidad	54
Tabla 19: Lecturas con el cono de 15 mm a 10 cm de profundidad	54
Tabla 20: Lecturas con el cono de 4 mm a 10 cm de profundidad	54
Tabla 21: Lecturas con el cono de 30 mm a 5 cm de profundidad	55
Tabla 22: Lecturas con el cono de 15 mm a 5 cm de profundidad	55
Tabla 23: Lecturas con el cono de 4 mm a 5 cm de profundidad	55
Tabla 24: Parámetros del plan de tratamiento.....	56
Tabla 25: Lecturas obtenidas con el montaje experimental.....	56
Tabla 26: Diferencia porcentual entre datos experimentales y datos del sistema de planificación.....	57

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Ramificaciones del nervio trigémino.....	5
Figura 2: Origen del nervio trigémino	6
Figura 3: Origen de la raíz motora y raíz sensitiva del nervio trigémino	7
Figura 4: Inervación motora y sensorial del nervio trigémino a la cara)	8
Figura 5: Superposición de penumbras debido al bloqueo parcial de la fuente.....	18
Figura 6: Determinación de penumbra y tamaños de campos para campos pequeños	19
Figura 7: Factores de salida de campos pequeños medidos con distintitos detectores)	20
Figura 8: Perfil de dosis obtenido con distintos detectores.....	21
Figura 9: Relaciones de dosis absorbida en agua usando Monte Carlo y medidas realizadas con diferentes detectores	22
Figura 10: Representación de la falta de CPE en el eje del haz	23
Figura 11: Esquema de funcionamiento de una cámara de ionización de estado líquido	27
Figura 12: Sistema de conos Brainlab para radiocirugía estereotáctica.....	28
Figura 13: CLINAC 2100C/D marca Varian Medical System	30
Figura 14: Maniquí de agua mp3 de la empresa PTW.....	31
Figura 15: Unidad de control TBA, PTW	31
Figura 16: Cámara de ionización gaseosa tipo Farmer de 0,6 cm ³	32
Figura 17: Electrómetro UNIDOS, PTW	33
Figura 18: Posicionamiento de cámara gaseosa tipo Farmer en el maniquí de agua. .	35
Figura 19: Dimensiones de la cámara microLion	36
Figura 20: Soporte de acrílico para posicionamiento de cámara microLion en el maniquí de agua.	38
Figura 21: Alineación de la cámara microLion con los ejes de la retícula del haz de radiación.....	39
Figura 22: Posicionamiento de la cámara microLion en el soporte de acrílico sobre el brazo del maniquí de agua.....	39

Figura 23: Electrómetro dual TANDEM, PTW.....	40
Figura 24: Fuente externa de alto voltaje, PTW.	40
Figura 25: Montaje de la fuente de alto voltaje conectada al electrómetro dual TANDEM y a la unidad de control TBA.....	41
Figura 26: Maniquí esférico de vidrio.....	44
Figura 27: Máscara termoplástica para radiocirugía intracraneal.	45
Figura 28 : Cono de 4 mm para radiocirugía estereotáctica.....	45
Figura 29: Marco para radiocirugía estereotáctica, con el maniquí esférico y la máscara termoplástica posicionados para la simulación.	46
Figura 30: Máscara inmovilizadora realizada al maniquí.	47
Figura 31: Montaje experimental para realizar la tomografía axial computarizada. ..	48
Figura 32: Volúmenes de interés delimitados, detector (azul) y punto efectivo (rojo).	48
Figura 33: Montaje experimental para entrega de tratamiento en acelerador lineal. ..	49
Figura 34: Ilustración del trayecto recorrido por un arco de tratamiento durante la irradiación del detector.....	58

INTRODUCCIÓN

El nervio trigémino es también conocido como el V par craneal. Emerge de la parte lateral del puente mediante dos raíces: una motora y otra sensitiva. Es un nervio sensitivo motor por una parte estimula los músculos masticadores y por otra da sensibilidad a la cara, a la órbita, cavidades nasales y cavidad bucal (1).

La neuralgia del trigémino es una inflamación del nervio trigémino, que causa dolor extremo y espasmos musculares en la cara. Pueden ocurrir ataques de intenso dolor o sensaciones de descargas eléctricas sin previo aviso o desencadenarse al tacto de áreas específicas de la cara (2).

El diagnóstico de la neuralgia del trigémino se hace fundamentalmente a través del estudio clínico, los estudios de imagen como tomografía axial computarizada o imagen de resonancia magnética están enfocados a descartar lesiones que puedan provocar dolor trigeminal como síntoma inicial de un síndrome de lesión en el ángulo pontocerebeloso o del tallo cerebral (3).

El tratamiento medicamentoso con carbamazepina se usa durante los primeros meses de evolución del padecimiento y sirve como prueba terapéutica, ya que logra controlar efectivamente el dolor. Sin embargo, la evolución natural de la enfermedad tiende a presentar recaídas, las cuales son cada vez más resistentes al incremento en la dosis del medicamento y es en estos casos cuando se decide realizar otro procedimiento, entre ellos la irradiación estereotáctica de la raíz del nervio (4).

La radiocirugía estereotáctica (SRS) se refiere a irradiación no invasiva de alta precisión de pequeñas lesiones definidas estereotácticamente y perfectamente delimitadas (4). Con ello se busca minimizar el daño al tejido no patológico (5).

La radiocirugía basada en el Acelerador Lineal emplea haces de rayos X colimados, concentrando toda la radiación sobre la lesión mediante la rotación del gantry alrededor del paciente combinado con el giro de la mesa del LINAC. De esta manera

se describen múltiples arcos de radiación cuya intersección coincide con el centro de la estructura intracraneal que se quiere destruir (5).

Para lograr este propósito se emplean diversos dispositivos de colimación y conformación del haz de radiación. Estos dispositivos deben ser evaluados periódicamente a fin de garantizar su correcto funcionamiento, alto grado de precisión y cumplimiento de los estándares internacionales. Esta evaluación se realiza mediante la implementación de protocolos de control de calidad y calibración de los haces de radiación (6).

Sin embargo, al tratarse de campos en escala milimétrica, las cámaras de ionización convencionales pueden presentar problemas, debido a la falta de equilibrio de partículas cargadas (CPE) y a la presencia de gradientes elevados de dosis. Los procedimientos de control de calidad asociados a este tipo de tratamientos demandan dosímetros de alta resolución espacial (7).

Por un lado, los detectores semiconductores tipo p tienen un volumen sensible muy pequeño, sin embargo, el silicio del que están elaborados no es equivalente al agua. Por su parte, la cámara PinPoint 3D, presenta una señal muy baja ($4,06 \times 10^{-10} \text{ C / Gy}$) en comparación con el detector tipo diodo ($8,0 \times 10^{-8} \text{ C / Gy}$), debido a su pequeño volumen ($0,016 \text{ cm}^3$), significa que para la misma dosis, la señal del semiconductor es 200 veces más fuerte.

Mientras que la cámara de ionización líquida microLion, es un diseño nuevo y prometedor que puede evitar estos problemas. Su sensibilidad es bastante alta (aprox. 10^{-8} C/Gy), y es casi equivalente de agua. Por tanto, la perturbación del campo debe ser baja (8).

En este trabajo de investigación se buscó evaluar dosimétricamente el cono de 4 mm, utilizando la cámara de ionización líquida microLion en el tratamiento de neuralgia del trigémino.

El capítulo 1 muestra un recuento teórico acerca del nervio trigémino, su definición y métodos de tratamiento para la neuralgia del trigémino.

En el capítulo 2 se explica en que consiste la dosimetría de haz estrecho, que es la base principal de este trabajo de investigación.

El capítulo 3 muestra la metodología utilizada para llevar a cabo los objetivos propuestos en este trabajo.

Finalmente el capítulo 4 explica los resultados obtenidos con sus análisis respectivos.

OBJETIVOS

General

Evaluar dosimétricamente el cono de 4 mm con cámara líquida microLion en tratamientos de neuralgia del trigémino.

Específicos

Estudiar el comportamiento de la cámara líquida microLion para la dosimetría de campos pequeños.

Comparar la dosis medida con la cámara líquida con el cono de radiocirugía de 4 mm con respecto a la dosis obtenida con el sistema de planificación de tratamiento.

CAPITULO 1 NERVIO TRIGÉMINO

1.1 Anatomía y fisiología.

El nervio trigémino es llamado así por sus tres divisiones: oftálmica, maxilar y mandibular (9), como se muestra en la figura 1.

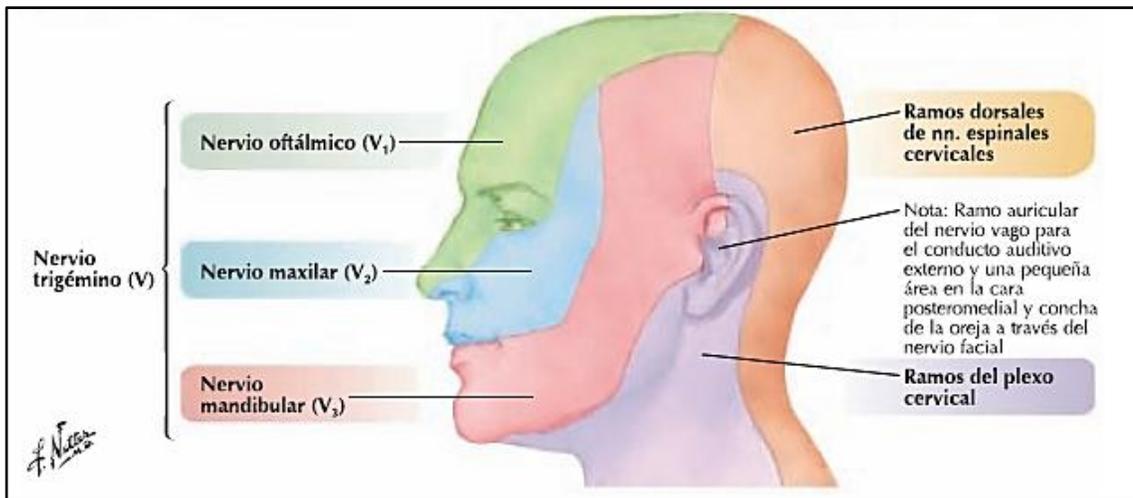


Figura 1: Ramificaciones del nervio trigémino (Tomado de *Atlas de Anatomía Humana 5ta edición, Netter; F*)

La raíz del trigémino, el mayor de los nervios craneales, comprende el trayecto del V par desde su salida en el borde central del puente tronco encefálico hasta el ganglio de Gasser (ver figura 2) (3).

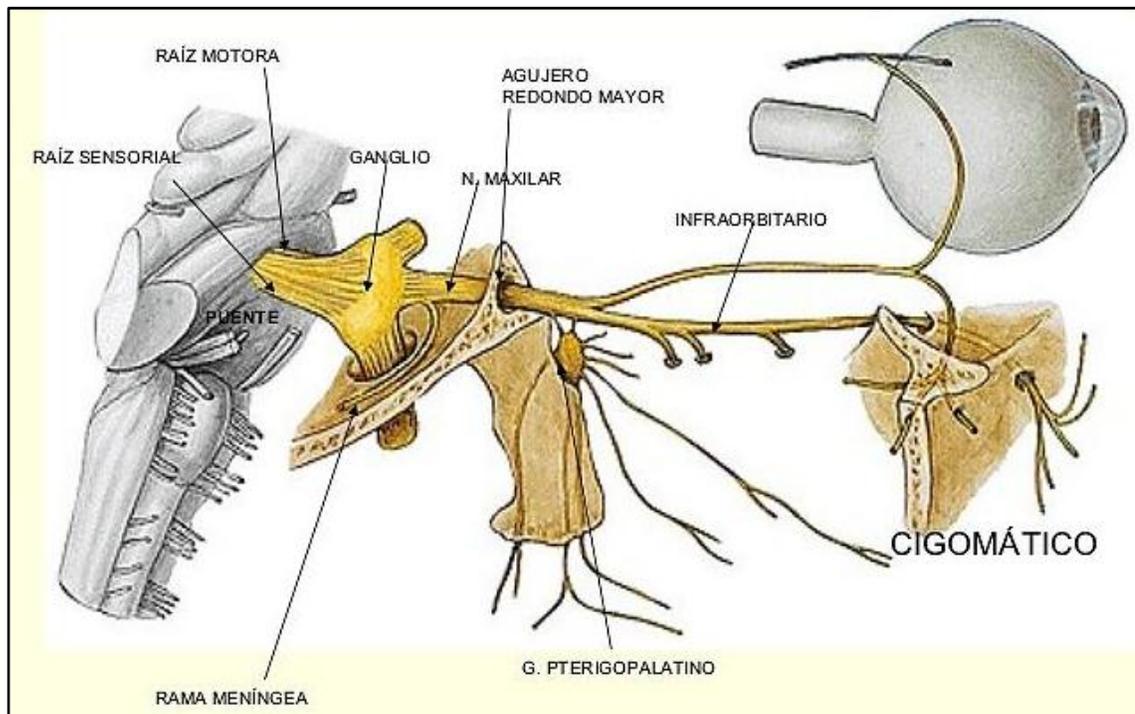


Figura 2: Origen del nervio trigémino (Tomado de *PARES CRANEALE, Sánchez; C. UPAEP, 2013*)

Se distinguen a este nivel las llamadas raíz sensitiva y raíz motora, como se muestra en la figura 3. La porción mayor o raíz sensitiva está formada por 75.000 a 150.000 fibras, la mitad de ellas mielinizadas. Esta porción presenta somatotopía, de forma que las fibras de la rama oftálmica V1 ocupan la porción anterolateral; las de la rama mandibular V3, la porción posteromedial y las de la rama maxilar V2 ocupan una topografía intermedia. La porción menor o raíz motora no llega a las 10.000 fibras y, al igual que sucede con las raíces espinales anteriores, alberga hasta un 20% de fibras no mielinizadas que, junto con algunas de las mielinizadas, tendrían una supuesta función sensitiva (3).

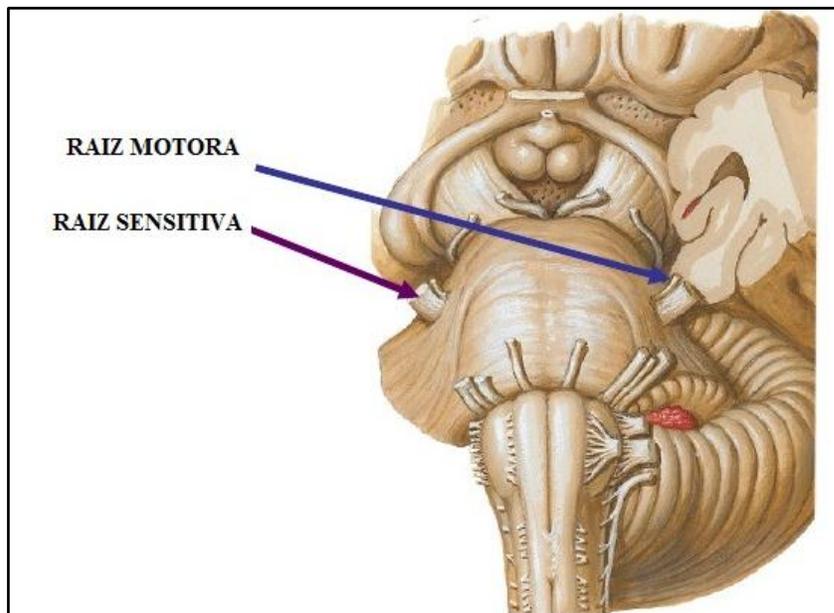


Figura 3: Origen de la raíz motora y raíz sensitiva del nervio trigémino (Modificado de *Visión clásica del Sistema Nervioso Autónomo*, Estévez; M. *The National Institute of Neurology and Neurosurgery, Havana, Cuba, 2007*)

El nervio trigémino está provisto de dos componentes funcionales correspondientes a la inervación Aferente Somática General (A.S.G.) para la sensibilidad general representada en la percepción del dolor, temperatura, tacto, presión, vibración y propiocepción de la piel de la hemicara y hemicabeza por delante del vértex, así mismo de la conjuntiva, globo ocular, parte del sector externo de la membrana del tímpano, mucosa de los dos tercios anteriores de la lengua, paladar, fosas nasales y senos paranasales; meninges por encima de la tienda del cerebelo (supratentorial) y de las arcadas dentales superior e inferior, como se muestra en la figura 4.

El otro componente funcional es de tipo Eferente Visceral Especial (E.V.E.) y proporciona la inervación motora a los músculos de la masticación (masetero, temporal, pterigoideo lateral y pterigoideo medial), además de los músculos milohioideo, vientre anterior del digástrico, tensor del tímpano y tensor del velo del paladar (10).

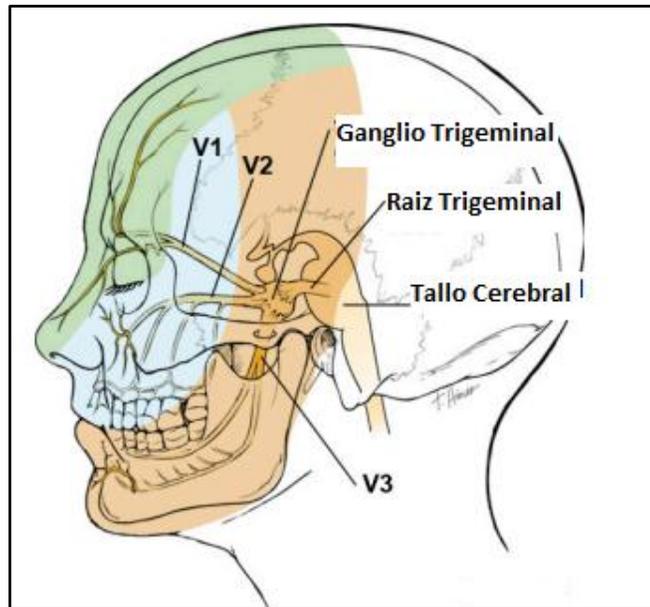


Figura 4: Inervación motora y sensorial del nervio trigémino a la cara (Modificado de *Understanding Trigeminal Neuralgia & Neuropathic Facial Pain, Kof; J. Facial Pain Association, 2016*)

1.2 Neuralgia del trigémino

La neuralgia del trigémino se define por la IASP (Asociación Internacional para el Estudio del Dolor) como «dolor paroxístico, unilateral, severo, penetrante, de corta duración y recurrente en la distribución de una o varias de las ramas del V par craneal». Su prevalencia es alta y ha ido aumentando junto con la expectativa de vida, constituye el 89 % de las neuralgias faciales en personas mayores de 60 años (3).

La neuralgia del trigémino es una de las causas más comunes de dolor facial y puede afectar negativamente la calidad de vida de los pacientes.

En su forma clásica, la neuralgia del trigémino provoca episodios de dolor facial intenso seguido de un período de alivio. Sin embargo, incluso durante estos períodos de alivio, los pacientes a menudo viven en el miedo y la anticipación del próximo episodio. Aunque la causa de la neuralgia del trigémino se mantuvo elusiva durante mucho tiempo, un denominador común en la mayoría de los casos fue la desmielinización segmentaria en la zona de entrada de raíz del nervio trigémino (11).

Algunas de las causas reconocidas incluyeron compresión vascular del nervio, lesión de masa compresiva, esclerosis múltiple postinfecciosa y dolor facial atípico que puede estar relacionado con un desorden somatoforma del dolor (11).

La patogénesis de la neuralgia del trigémino es incierta. La etiología se puede atribuir a la desmielinización axonal y conducción antidrómica por compresión del nervio en la zona de entrada al tallo cerebral por una arteria adyacente, esclerosis múltiple, enfermedad ósea de Paget, infarto pontino, malformación vascular, lesión tumoral, o alteraciones de la transcripción neuronal en el ganglio de Gasser por el virus del herpes simple (4).

La neuralgia del trigémino es un trastorno común de la edad media y la vida posterior. Es raro en sujetos menores de 18 años. La mayoría de los casos desarrollan síntomas después de los 50 años de edad, y la incidencia máxima es de aproximadamente 60-70 años de edad. En 1968, Penman estimó que la prevalencia anual de la neuralgia del trigémino era de 4,7 en hombres y 7, 2 en mujeres por cada millón (3), pero no hay predilección por la raza.

Las ramas del trigémino son afectados de la siguiente forma: V1, V2 y V3 con 20, 44 y 36 %, respectivamente, y con mayor frecuencia el lado derecho (3)

Es común en pacientes con esclerosis múltiple. Los pacientes con hipertensión y migrañas tienen mayor incidencia de neuralgia del trigémino que la población general.

Los pacientes con migrañas con aura tenían mayor riesgo de neuralgia del trigémino que aquellos sin aura. Se nota la asociación con otras neuralgias del nervio craneal, notablemente neuralgia glossofaríngea. Los casos familiares de neuralgia del trigémino son raros (12).

1.3 Diagnóstico y tratamiento de la neuralgia del trigémino

El diagnóstico se basa en el cuadro clínico: historia clínica con exploración física y neurológica. Sin embargo, existen estudios complementarios como: estudios de RX,

potenciales evocados, tomografía axial computarizada y resonancia magnética cerebral (RM). La angio-RM es la prueba de elección para observar las compresiones vasculares en la zona del V par en el tronco cerebral (3).

El manejo farmacológico es la primera línea de tratamiento de la neuralgia del trigémino y la carbamacepina es el fármaco más utilizado. Cuando falla el tratamiento médico, es cuando debe considerarse la cirugía y se puede optar por la cirugía abierta o por técnicas percutáneas mínimamente invasivas (6).

Se han descrito varios métodos de tratamiento invasivo para la neuralgia del trigémino, la mayoría de ellos se ha enfocado a la destrucción del ganglio de Gasser o de las ramas afectadas realizando una denervación física o química, algunos otros se basan en la descompresión microvascular de la raíz del nervio o la tractotomía trigeminal en el tallo cerebral (4)

Una opción de tratamiento viable para la neuralgia del trigémino, desde que fue discutido por Leksell, es la Radiocirugía estereotáctica (SRS, por sus siglas en inglés). La Radiocirugía estereotáctica es una técnica ambulatoria, no invasiva alternativa a las rizotomías y a la descompresión microvascular una vez que fracasa el manejo médico del dolor o cuando la cirugía no es viable (por factores de riesgo del paciente); esta técnica representa un menor riesgo de efectos secundarios concurrentes. Durante la última década, el uso de aceleradores lineales (LINAC) y dispositivos de radiocirugía robótica para tratar la neuralgia del trigémino ha aumentado (13).

1.4 Radiocirugía estereotáctica

La radiocirugía estereotáctica es actualmente el tratamiento menos invasivo para neuralgia del trigémino. Los resultados iniciales en cuanto a las tasas de recurrencia y control del dolor parecen estar en línea con otras técnicas de ablación quirúrgica. Para neuralgia del trigémino, la radiocirugía estereotáctica tiene un lugar único como un tratamiento seguro, no invasivo y eficaz, proporcionando un alivio inicial en el 75 % a 89 % de los pacientes (14).

La radiocirugía estereotáctica es una forma especial de terapia de radiación. A diferencia de la cirugía abierta, la SRS es relativamente indolora y no invasiva. La radiocirugía estereotáctica permite entregar haces de radiación con dosis elevadas, altamente focalizados en una pequeña área localizada del cuerpo, principalmente en el cerebro.

Al entregar altas dosis de radiación mediante la SRS, la probabilidad del control tumoral aumenta, sin embargo el resultado general dependerá de muchos factores diferentes (15).

La estereotáxia se deriva de las palabras griegas *stereos* que significa tridimensional y *taxis* que significa ordenación. El concepto de estereotaxia se basa en que todos los puntos del sistema nervioso central (SNC) pueden ser localizados en un sistema de tres dimensiones y por tanto se puede llegar a ellos mediante unas coordenadas exactas, expresadas en unidades de longitud (mm). De esta manera, en teoría cualquier sitio del SNC puede ser abordado con una alta precisión para realizar el procedimiento deseado (16).

La radiocirugía estereotáctica es realizada a través de la combinación de haces de radiaciones ionizantes altamente colimados.

En contraste con la radioterapia convencional, en SRS se administra una alta dosis de radiación en una sola sesión de tratamiento. Para evitar efectos secundarios en radiocirugía, la preservación del tejido normal, que por lo general se consigue mediante fraccionamiento de dosis bajas, debe ser compensada por una dosis más baja que corresponde a tejido normal. Este requisito previo para un control de la lesión libre de complicación se debe lograr en SRS a través de un alto grado de precisión geométrica en la aplicación de la dosis, combinada con distribuciones de dosis altamente conformadas (17).

Esto con la finalidad de crear una respuesta radiobiológica deseada dentro del cerebro con efectos mínimos a las estructuras circundantes o tejidos cercanos. En el caso de la

neuralgia del trigémino una dosis relativamente alta de radiación se entrega de forma precisa al nervio trigémino, bajo la supervisión directa de un equipo de radiocirugía (18).

Esta técnica de radiocirugía como parte de los avances en el tratamiento radiante, ha resultado en el uso de campos de tratamientos reducidos a escala milimétrica en comparación con la radioterapia tradicional que utiliza campos mayores a $4 \times 4 \text{ cm}^2$, esto puede dar lugar a una incertidumbre significativa en la dosimetría clínica (19).

CAPITULO 2 GEOMETRÍA DE HAZ ESTRECHO

2.1 Dosis absorbida en agua para un haz de fotones bajo condiciones de referencia

El procedimiento para la determinación de la dosis absorbida en agua basada en protocolos internacionales, se ha aplicado en la recomendación nacional de dosimetría (20).

La dosis absorbida en agua en la profundidad de referencia z_{ref} para un haz de referencia de calidad Q_0 y en ausencia de la cámara viene dada por:

$$D_{w,Q_0} = M_{Q_0} N_{D,w,Q_0} \quad (1)$$

Donde M_{Q_0} es la lectura del dosímetro en las condiciones de referencia utilizados en el laboratorio estándar y N_{D,w,Q_0} es el factor de calibración en términos de dosis absorbida en agua del dosímetro obtenido de un laboratorio estándar. En la mayoría de situaciones clínicas las condiciones de medida no coinciden con las condiciones de referencia utilizadas en el laboratorio estándares.

Cuando se utiliza un dosímetro en un haz de calidad Q distinto del utilizado en su calibración, Q_0 , la dosis absorbida al agua viene dada por:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (2)$$

Donde el factor k_{Q,Q_0} corrige los efectos de la diferencia entre la calidad Q_0 del haz de referencia y la calidad real Q del usuario, y la lectura del dosímetro M_Q ha sido corregida a los valores de referencia de las magnitudes de influencia, distintas de la calidad del haz, las cuales se definen a continuación (20).

2.1.1 Presión, temperatura y humedad

Generalmente los dosímetros empleados están abiertos al aire del ambiente, la masa de aire en el volumen de la cavidad está sujeta a variaciones atmosféricas. Este factor

de corrección se debe aplicar para convertir la masa de aire de la cavidad a las condiciones de referencia.

$$k_{TP} = \frac{(273,2+T) P_0}{(273,2+T_0) P} \quad (3)$$

Donde P y T son la presión del aire de la cavidad y la temperatura en el momento de las mediciones, y P_0 y T_0 son los valores de referencia (generalmente 101,3 kPa y 20 ° C).

No se necesitan correcciones de humedad si el factor de calibración se refiere a una humedad relativa del 50 % y se utiliza en una humedad relativa entre 20 % y 80 %. Si el factor de calibración se refiere al aire seco, debe aplicarse un factor de corrección. Para las calibraciones de ^{60}Co , $k_h = 0,997$ (20).

2.1.2 Efecto de polaridad

El efecto en la lectura de una cámara utilizando voltajes de polarización con polaridad opuesta debe comprobarse siempre en la puesta en marcha.

Cuando se utiliza una cámara en un haz que produce un efecto de polaridad medible, se toma la lectura verdadera como la media de los valores absolutos de lecturas tomadas a ambas polaridades. Para el uso rutinario de una cámara de ionización dada, normalmente se adopta un voltaje de polarización y una polaridad únicos. Sin embargo, el efecto sobre la lectura de la cámara con la utilización de voltajes de polarización con polaridad opuesta para cada calidad de haz de usuario Q puede ser contabilizado usando un factor de corrección

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (4)$$

Donde M_+ y M_- son las lecturas del electrómetro obtenidas a polaridad positiva y negativa, respectivamente, y M es la lectura del electrómetro obtenida con la polaridad utilizada rutinariamente (positiva o negativa). Las lecturas M_+ y M_- deben realizarse con cuidado, asegurando que la lectura de la cámara sea estable tras

cualquier cambio de polaridad (algunas cámaras pueden tardar hasta 20 minutos en estabilizarse).

2.1.3 Recombinación de iones

La recolección incompleta de carga en una cavidad de cámara de ionización debido a la recombinación de iones requiere el uso de un factor de corrección k_s .

Factor k_s debe ser derivado utilizando el método de dos voltajes. Este método supone una dependencia lineal de $1/M$ en $1/V$ y utiliza los valores medidos de las cargas M_1 y M_2 recolectadas a las tensiones de polarización V_1 y V_2 , respectivamente, medidas utilizando las mismas condiciones de irradiación. V_1 es la tensión de funcionamiento normal y V_2 una tensión más baja; La relación V_1/V_2 debería ser idealmente igual o mayor que 3.

El factor de corrección por recombinación k_s a la tensión de funcionamiento normal V_1 se obtiene a partir de:

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2}\right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2}\right)^2 \quad (5)$$

Donde las constantes a_i se muestran en la tabla 1, en función de la relación entre voltajes V_1/V_2 para haces pulsados.

Un hecho importante es la pérdida de carga a través de la recombinación de iones debido a que esta es mucho más significativa en líquidos que en aire. La recombinación de iones tiene dos efectos principales: la recombinación inicial y la recombinación general.

Tabla 1: Coeficientes cuadráticos para el cálculo de k_s .

V_1/V_2	a_0	a_1	a_2
2,0	2,337	-3,636	2,299
2,5	1,474	-1,587	1,114
3,0	1,198	-0,875	0,677
3,5	1,080	-0,542	0,463
4,0	1,022	-0,363	0,341
5,0	0,975	-0,188	0,214

La recombinación inicial tiene lugar a lo largo de la trayectoria de una única partícula ionizante cargada. Esta es, por lo tanto independiente de la dosis por pulso y de la tasa de dosis. Por otro lado, la recombinación general depende de la tasa de dosis.

Los efectos tardíos ocurren entre iones provenientes de diferentes ionizaciones de partículas cargadas. Esto depende de la intensidad del campo eléctrico colector.

La cámara de ionización líquida es afectada por ambos efectos de recombinación, mientras que el efecto de recombinación inicial es despreciable para las cámaras de ionización gaseosas. Por lo tanto el método de los dos voltajes, utilizado para cámaras de ionización gaseosas, no puede ser aplicado a la cámara de ionización líquida (21).

Debido a esto, en este trabajo se utilizó el factor de recombinación de iones dado por *Sang, et al* (33).

$$k_s = 1,0684$$

2.1.4 Calidad del haz k_Q

Para los fotones de alta energía producidos por aceleradores clínicos, la calidad del haz Q se especifica mediante la relación tejido-maniquí $TPR_{20,10}$. Esta es la relación de las dosis absorbidas a profundidades de 20 y 10 cm en un maniquí de agua,

medida con una distancia fuente cámara (SCD, por sus siglas en inglés) constante de 100 cm y un tamaño de campo de 10 cm x 10 cm en el plano de la cámara.

$TPR_{20,10}$ Puede obtenerse a partir de la relación simple:

$$TPR_{20,10} = 1,2661PDD_{20,10} - 0,0595 \quad (6)$$

Donde $PDD_{20,10}$ es la relación de los porcentajes de dosis en profundidad a 20 y 10 cm de profundidad para un tamaño de campo de 10 cm x 10 cm definidos en la superficie del maniquí con una distancia fuente superficie (SSD, por sus siglas en inglés) de 100 cm.

Los valores de k_Q se encuentran tabulados en función de la relación $TPR_{20,10}$ (20).

2.2 Campos pequeños

La definición de campo pequeño en la dosimetría de radiación es actualmente muy subjetiva (19).

Existen esencialmente tres "factores de equilibrio" que determinan si un campo de radiación debe ser considerado como pequeño o no:

2.2.1 El tamaño de las partes visibles de la fuente de haz

Un campo pequeño creado por colimación que protege parte de la fuente de fotones primaria, producirá una salida de haz inferior en el eje central en comparación con los tamaños de campo donde la fuente no está parcialmente bloqueada (22).

El bloqueo parcial de la fuente que consiste en la visibilidad incompleta de la fuente de radiación desde la posición del detector a través del sistema de colimación del haz, produce dos fenómenos:

- i. Disminución de la intensidad de los fotones provenientes de la fuente, donde esta disminución depende del grado de bloqueo de la fuente y produce la característica caída de los factores de dispersión en el colimador.

ii. Superposición en el interior del campo de las penumbras de los bordes del mismo, como se muestra en la figura 5, donde el grado de solapamiento depende del tamaño del campo, lo que hace imposible aplicar la definición usual para la determinación del tamaño de campo, como su FWHM (23).

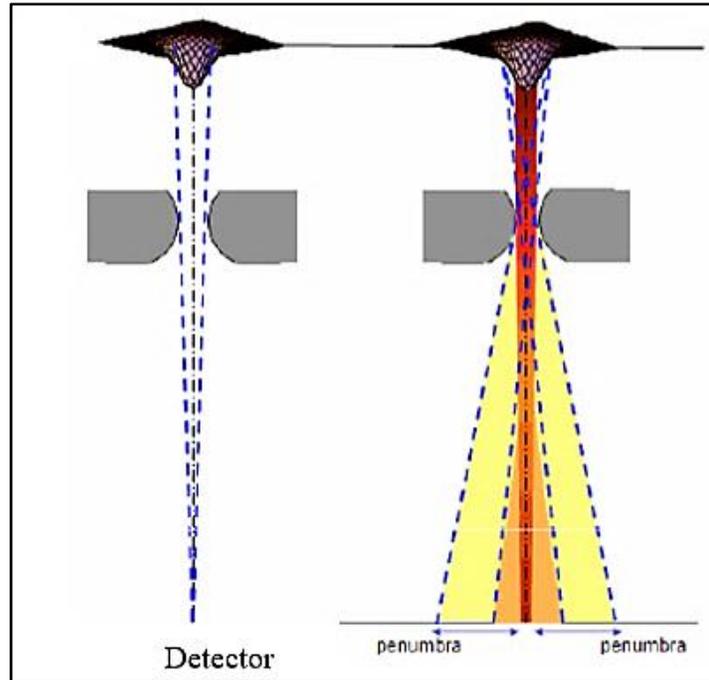


Figura 5: Superposición de penumbras debido al bloqueo parcial de la fuente (Tomado de *Estudio de la dosis absorbida en campos Pequeños con ausencia de equilibrio Electrónico lateral en radiocirugía Estereotóxica y radioterapia con intensidad Modulada. Vargas, M*)

El tamaño del campo geométrico se corresponde con una luz de campo alineada que es igual a la configuración del colimador. En haces amplios, el FWHM de los perfiles laterales, es decir, el tamaño del campo de irradiación especificado en el nivel de dosis relativa del 50%, es igual al ajuste del colimador y, por lo tanto, es congruente con el tamaño del campo geométrico (figura 6a) (22).

Cuando el tamaño del campo es del mismo orden que la distancia de difusión lateral de partículas cargadas, la penumbra de los bordes de campos opuestos se superponen, causando un pequeño error en la determinación del tamaño del campo a partir del FWHM (figura 6b), (19).

Sin embargo, en campos pequeños, debido a la oclusión parcial de la fuente de fotones primaria y la pérdida de LCPE, que resulta en una reducción drástica de la salida del haz, el método del FWHM resulta ineficiente como se muestra en la Fig. 6c, debido a que el valor de la dosis máxima del eje central se reduce y el FWHM se determina por una posición más baja en la curva de penumbra (22).

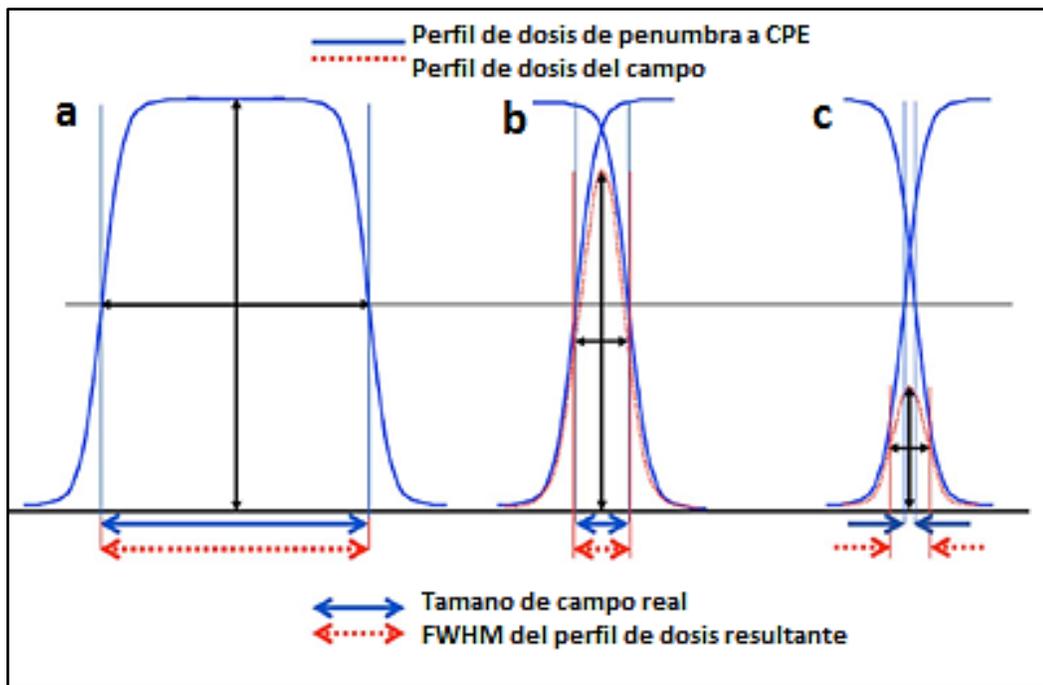


Figura 6: Determinación de penumbra y tamaños de campos para campos pequeños, (Tomado de *Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry*. Dasa, I; Ding, G; Ahnesjö. 2007. *Med.Phys.* Vol. 35 Nro. 1)

2.2.2 El tamaño del detector utilizado en las mediciones.

Si el detector no es suficientemente pequeño en comparación con las zonas de alto gradiente en los campos de radiación, existe una falta de resolución espacial, que

conduce a medidas erróneas debido al promediado de la dosis absorbida en el detector (23).

La presencia de materiales no equivalentes a agua en los detectores modifica los mecanismos de interacción de la radiación con el medio, introduciendo perturbaciones en las fluencias de fotones y electrones, que modifican las medidas de ionización en el detector, como función de: su material, tamaño y forma.

Cuando la dosis cambia notablemente a través del detector, la señal está sujeta al efecto de volumen. Como consecuencia del efecto de volumen, se subestima la dosis en el campo y se sobrestima la anchura de la penumbra (24).

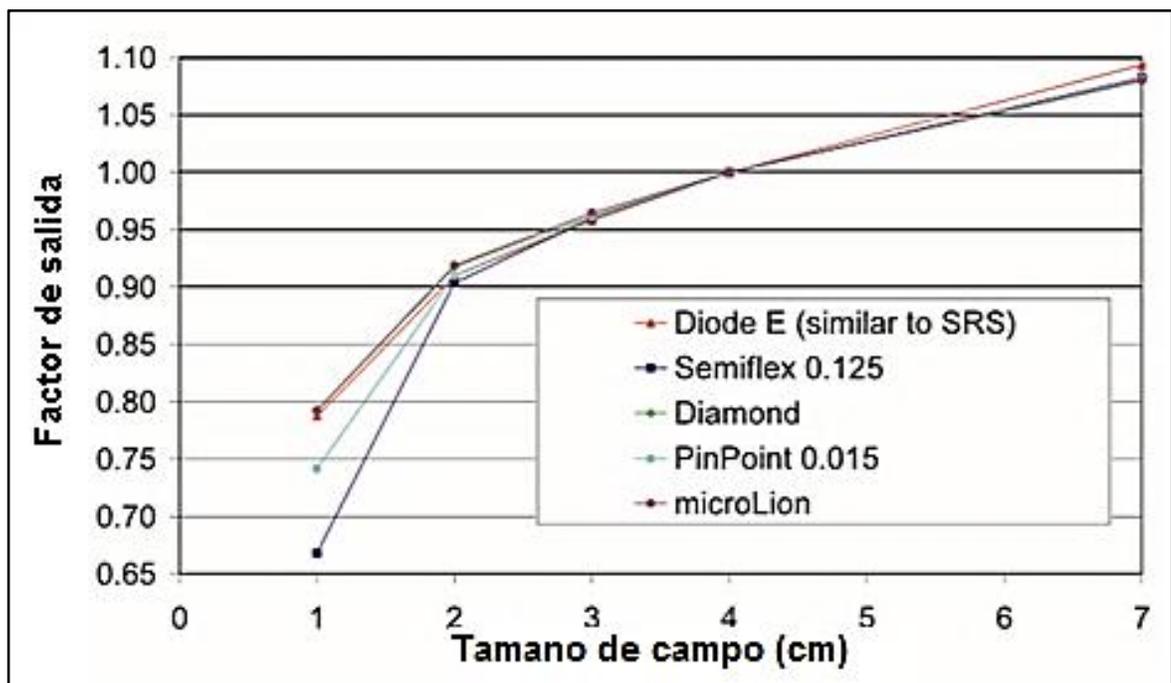


Figura 7: Factores de salida de campos pequeños medidos con distintos detectores, (Tomado de PTW. 2013. *Small Field Dosimetry. Application Guide*)

La figura 7 muestra como para un campo de 1 cm x 1 cm, la reducción de los factores de salida medidos para la cámara Semiflex y la cámara PinPoint es claramente visible.

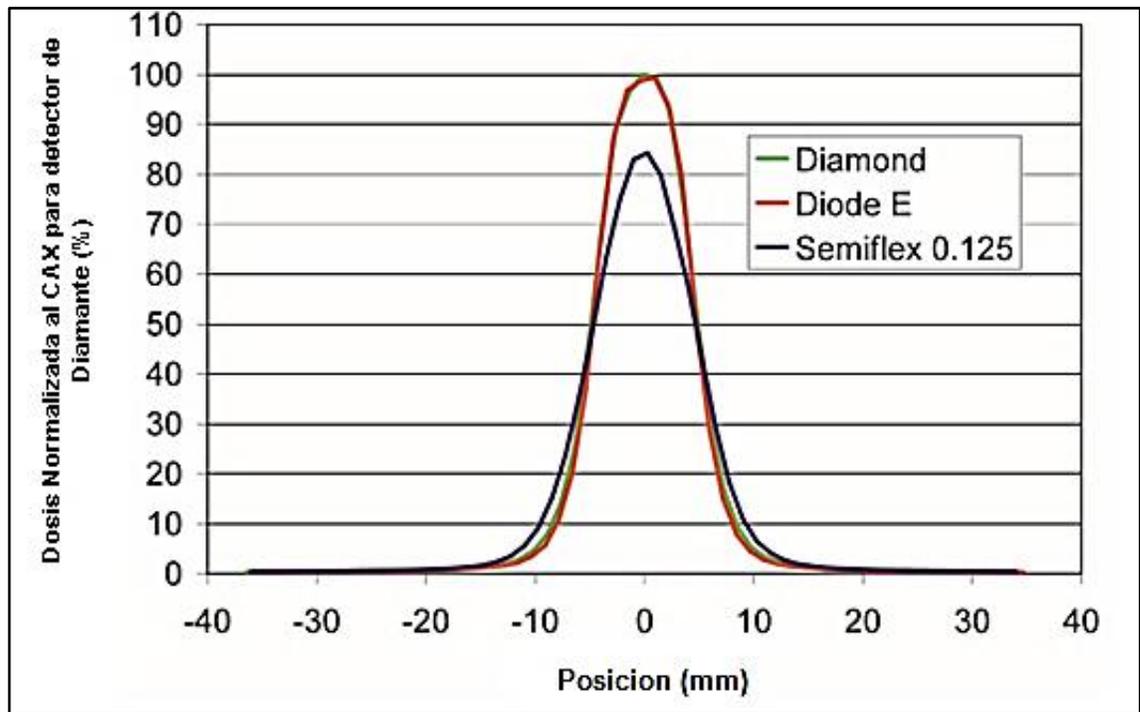


Figura 8: Perfil de dosis obtenido con distintos detectores, (Tomado de *PTW. 2013.*

Small Field Dosimetry. Application Guide)

En la figura 8 se muestra la medición de un perfil en un campo de 1 cm x 1 cm. Una vez más, la reducción de la dosis de la cámara Semiflex en el centro de campo es evidente, tomando en cuenta que el ancho del campo está correctamente medido (24).

El promedio del volumen y la falta de equilibrio electrónico, que requiere una gran región de intensidad de haz uniforme que rodea al detector, complican el uso de cámaras de ionización para la dosimetría de pequeños haces de fotones. Un detector grande, tal como una cámara de ionización, perturba la fluencia de partículas en el medio. Tal como se muestra en la Figura 9. Esto implica que la conversión de la ionización a la dosis absorbida en agua basada en la teoría de la cavidad y utilizando los factores de perturbación actualmente disponibles usados en los protocolos de dosimetría existentes como el IAEA TRS-3984 y el AAPM TG-515 no es exacta (25).

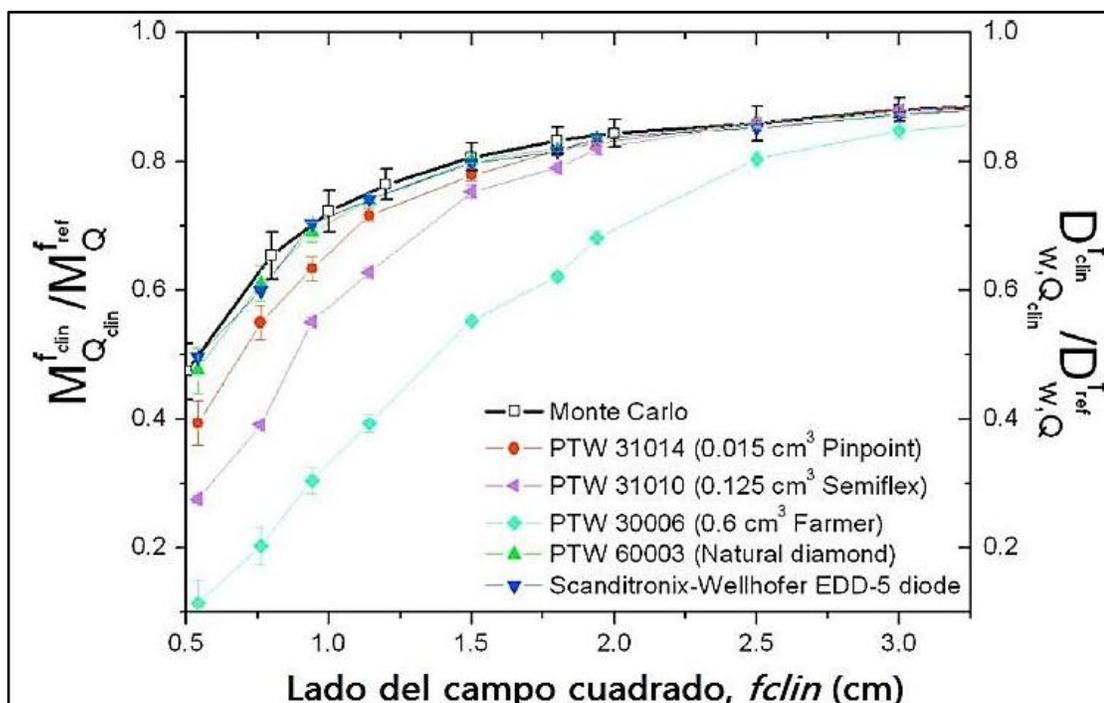


Figura 9: Relaciones de dosis absorbida en agua usando Monte Carlo y medidas realizadas con diferentes detectores (Tomado de *A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields*. Alfonso, R. et al. *Med. Phys.* 35 (11). *Assoc. Phys. Med*)

2.2.3 El rango de electrones en el medio irradiado

La dosis de radiación de un haz de fotones es entregada por electrones secundarios que se producen por la interacción de los fotones con el tejido, incluyendo las interacciones fotoeléctricas, compton y producción de pares. Estos electrones tienen un rango finito en el cual depositan energía a medida que viajan en el medio. Típicamente el rango de estas partículas es la profundidad de máxima dosis (d_{max}) en la dirección del haz de fotones. Para campos grandes, se mantiene el equilibrio lateral en la porción central del campo, entregando una dosis uniforme, sin embargo cerca del borde del campo, no existe equilibrio y la dosis se reduce (26).

Por definición, existe equilibrio de partículas cargadas, para un volumen v si cada partícula cargada de cada tipo y energía que abandona v es reemplazada por una

partícula idéntica de la misma energía que entra al volumen v . Si existe CPE, entonces la dosis absorbida es igual al kerma de colisión en ese punto (27).

Cuando el tamaño de campo es lo suficientemente pequeño, el rango máximo de los electrones secundarios es mayor que el radio del haz (como se observa en la figura 10), lo que causa que los electrones secundarios que abandonan lateralmente la porción central del campo son insuficientemente reemplazados por los electrones dispersados hacia el interior del campo desde el medio que lo rodea, causando una pérdida de equilibrio de partículas cargadas (CPE, por sus siglas en inglés) (23).

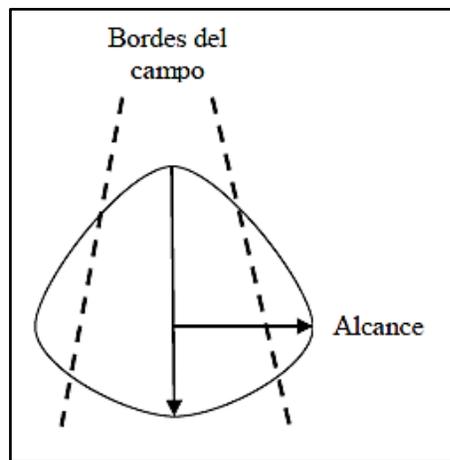


Figura 10: Representación de la falta de CPE en el eje del haz (Tomado de *Estudio de la dosis absorbida en campos Pequeños con ausencia de equilibrio Electrónico lateral en radiocirugía Estereotáxica y radioterapia con intensidad Modulada*. Vargas, M. 2013. Universidad autónoma del Estado de México. Instituto nacional de Investigaciones nucleares. Toluca, estado de México)

2.3 Detectores de radiación para campos pequeños.

Un detector debe tener un pequeño volumen sensible, la señal medida debe estar relacionada con un punto, particularmente si el campo a medir varía considerablemente en el espacio. La distribución de la dosis absorbida en la región límite de los materiales de diferente densidad y cerca de los pequeños haces colimados son ejemplos de campos tan variables (28).

La elección del detector correcto para mediciones de campos pequeños no es una tarea fácil. No hay reglas simples ni detectores estándar. Se necesita una visión de la física de los campos pequeños, y se tiene que considerar lo que exactamente se debe medir. Entonces, hay que encontrar un compromiso entre todos los requisitos (7).

2.3.1 Cámaras de ionización llenas de aire de tamaño medio

Muestran una muy buena equivalencia de agua en el rango de energía kV. La dependencia de la energía MV puede corregirse aplicando los valores de k_Q de la literatura. Su volumen es del orden de 0,1 a 1,0 cm. La única desventaja de estas cámaras es su volumen relativamente grande que puede conducir a un efecto de volumen (28).

Cuando se usan en pequeños campos, los detectores grandes tienden a subestimar la dosis del eje central. Tal lectura más pequeña que la dosis del eje central es causada por el denominado efecto de volumen de dosis. A medida que el tamaño del campo disminuye, la región homogénea alrededor del eje central se vuelve más pequeña y la dosis disminuye con la distancia desde el eje central (29).

2.3.2 Cámaras de ionización llenas de aire de pequeño tamaño

A veces denominadas microcámaras o cámaras PinPoint (de la empresa alemana PTW), muestran una buena equivalencia de agua en el rango de energía kV y su dependencia de energía MV también puede ser corregido usando valores de k_Q de la literatura o del fabricante.

Debido al volumen muy pequeño de menos de 0,1 cm³ de estas cámaras, el efecto de polaridad, se vuelve más importante que para cámaras de ionización más grandes, especialmente cuando se usan en una amplia gama de tamaños de campo. Cuando se utiliza en orientación axial, es decir, el eje de la cámara orientado en la dirección del foco, la resolución espacial de estas cámaras puede ser tan buena como 2 mm (28).

2.3.3 Diodos de silicio.

El volumen sensitivo de los diodos de silicio suele ser lo suficientemente pequeño para evitar efectos de volumen de la dosis. Sin embargo, su respuesta direccional no es ideal. La desventaja más grande de los diodos es su sobre-respuesta para energías bajas del fotón. Por otra parte, sólo hay poca radiación de baja energía en campos pequeños donde se reduce la radiación dispersa, se debe tener cuidado de seleccionar el tipo correcto de diodo, dependiendo de la calidad de la radiación y / o del tamaño del campo (29).

2.3.4 Detectores de diamante

Son una combinación muy ventajosa de las propiedades requeridas de un detector de campo pequeño. El diamante básicamente no tiene dependencia de energía MV (la relación del poder de frenado másico de carbono a agua es constante en el rango MeV y la respuesta de energía kV es muy buena. Además, la respuesta angular es muy homogénea. Los diamantes pueden presentar una débil dependencia de la tasa de dosis, que puede ser corregido (28).

2.3.5 Cámaras de ionización líquida

Tienen un volumen de medida más pequeño que las cámaras de ionización ventiladas y por lo tanto son menos propensas a efectos de volumen de dosis. También su respuesta direccional es casi ideal. Sin embargo, la lectura depende de la tasa de dosis (29).

Los detectores de ionización líquidos (LID, por sus siglas en inglés) han generado un interés considerable en los últimos años, y pueden ser considerados actualmente como una pieza estándar de instrumentación en los laboratorios de física de partículas elementales. Este avance puede entenderse en términos de las propiedades únicas de los LID y sus ventajas subsiguientes.

Estas propiedades incluyen la alta densidad, que produce una buena absorción de energía y una gran resolución espacial, la disponibilidad de volúmenes continuos muy grandes a bajo coste, la uniformidad y la reproducibilidad de la recolección de carga y

la perspectiva de alcanzar resoluciones de energía que se aproximen al rendimiento de los detectores semiconductores (7).

Los principios de funcionamiento de una cámara de ionización con líquido orgánico no polar como volumen activo son análogos a los de una cámara de ionización ordinaria (gaseosa). Sin embargo existen grandes diferencias en las pérdidas por recombinación. Tanto la recombinación inicial (que se produce entre un electrón y el ión del que fue emitido al producirse una ionización) como la recombinación general (que se produce entre electrones e iones que provienen de sucesos de ionización distintos) dependen de la temperatura y del campo eléctrico (30).

El volumen sensible de estas cámaras se puede hacer mucho más pequeño para una señal dada, logrando así una resolución espacial no posible con una cámara de gas. Los efectos de desplazamiento y perturbación, generalmente un problema en el uso de cámaras de ionización de aire, pueden minimizarse.

Las relaciones de poderes de frenado para el líquido al agua varían sólo un pequeño porcentaje en el rango de energía de 1 a 50 MeV para la mayor parte de los dieléctricos líquidos, lo que promete un detector con una respuesta casi constante para los haces de fotones y electrones de interés en radioterapia. En comparación, la relación de poderes de frenado para el agua al aire varía en aproximadamente un 20% en el mismo intervalo de energía. Estas propiedades de la cámara de ionización líquida han conducido al desarrollo y ensayo de prototipos destinados a ser utilizados como detectores prácticos para mediciones de dosis absorbidas (31).

Estos detectores de radiación consisten básicamente en dos electrodos conductores en un recipiente sellado lleno de un líquido adecuado. La radiación ionizante crea portadores de carga positiva y negativa que se mueven en direcciones opuestas como se muestra en la figura 11, produciendo de este modo una corriente que puede ser medida por un electrómetro.

El líquido en su interior tiene una densidad aproximadamente 1000 veces mayor que el aire. Debe ser muy aislante para evitar corrientes de fuga. Las tensiones típicas de polarización están en el rango de 400 - 1000 V (32).

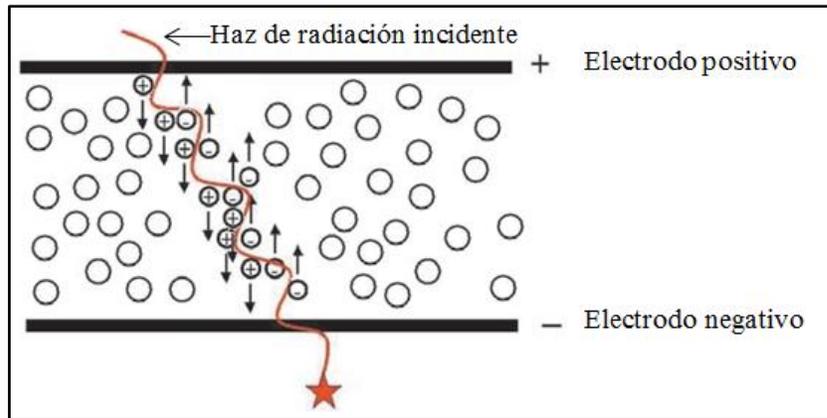


Figura 11: Esquema de funcionamiento de una cámara de ionización de estado líquido (Modificado de *PTW 2012 Liquid-Filled Ionization Chambers*)

2.4 Radiocirugía estereotáctica con acelerador lineal y conos.

Para objetivos circulares de 1 cm o menos, especialmente si están cerca de estructuras sensibles, como el tronco encefálico, se hace necesaria una caída más pronunciada de la dosis y una penumbra más definida. En tales procedimientos de radiocirugía, se utilizan conos estereotacticos.

Estos colimadores de plomo están disponibles en tamaños de 4 a 40 mm. Se colocan de forma segura en el cabezal del acelerador lineal a través de un colimador ajustado con un mecanismo de bloqueo, como se muestra en la figura 12.

La divergencia del haz es tomada en cuenta por la abertura cónica del colimador, la penumbra se reduce y el gradiente de dosis es pronunciado (33).

Los conos del sistema Brainlab generan un campo circular de 4 a 40 mm de diámetro, en el isocentro del equipo a una distancia fuente isocentro (DFI) igual a 100 cm. Las mandíbulas del acelerador se fijan a una apertura de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ (23).

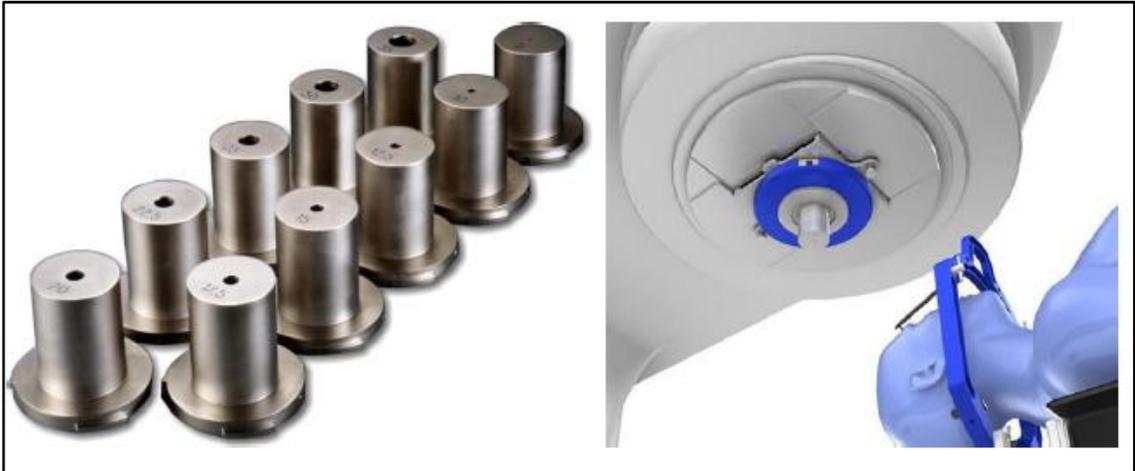


Figura 12: Sistema de conos Brainlab para radiocirugía estereotáctica (Tomado de *Estudio de la dosis absorbida en campos Pequeños con ausencia de equilibrio Electrónico lateral en radiocirugía Estereotáxica y radioterapia con intensidad Modulada*. Vargas, M. 2013. Universidad autónoma del Estado de México. Instituto nacional de Investigaciones nucleares. Toluca, estado de México)

CAPITULO 3 METODOLOGÍA

3.1 Determinación de dosis absorbida en agua.

El desarrollo de estándares primarios de dosis absorbida en agua para haces de fotones y electrones de alta energía y mejoras en los conceptos de dosimetría de radiación, ofrecen la posibilidad de reducir la incertidumbre en la dosimetría de haces de radioterapia.

La radioterapia moderna ha confirmado la necesidad de una alta precisión en el suministro de dosis si se van a aplicar nuevas técnicas. Las tecnologías emergentes en radioterapia, sólo se pueden utilizar plenamente si hay una alta precisión en la determinación y la entrega de la dosis (20).

El procedimiento para la determinación de la dosis absorbida en agua para un haz de fotones se describió en el capítulo 2.

Los equipos utilizados para llevar a cabo esta medición se nombran a continuación:

3.1.1 Acelerador lineal

Se utilizó un acelerador lineal de electrones, marca Varian Medical System, modelo CLINAC 2100 C/D (se muestra en la figura 13) que cuenta con haces de fotones de 6 MV y 23 MV y energías de 6, 9, 12, 16 y 20 MeV para electrones.

Este equipo cuenta con un sistema de RC con conos y colimador micromultiláminas, radiocirugía estereotáctica y radiocirugía extracraneal, a la vez permite realizar Radioterapia conformada 3D (siglas en inglés “3DRT”), Radioterapia de intensidad modulada (siglas en inglés “IMRT”), irradiación corporal total con haces de fotones (para trasplante de médula ósea) y con haces de electrones (para tratamientos de micosis fungoide).

En este trabajo se utilizó el cono de 4 mm con la técnica de radiocirugía estereotáctica.



Figura 13: CLINAC 2100C/D marca Varian Medical System (Servicio de Radioterapia La Trinidad. Centro Medico Docente la Trinidad, Caracas Venezuela)

3.1.2 Maniquí de agua, mp3 (PTW)

Cuenta con el equipamiento necesario para realizar las tareas de dosimetría relativa y absoluta más exigentes. Accionamiento de motores paso a paso de alta velocidad (50 mm/s) que ofrecen una precisión de posicionamiento de $\pm 0,1$ mm. Paredes de acrílico estable de 20 mm de grosor y líneas grabadas para alineación precisa del tanque.

El tanque de agua (figura 14) es controlado por la Unidad de Control TBA. Un control remoto extraíble con pantalla TFT e interfaz controlada por menú permite un control manual del mecanismo de movimiento del tanque de agua. El control remoto puede conectarse a la unidad de control TBA, como se muestra en la figura 15, o directamente al maniquí de agua (34).



Figura 14: Maniquí de agua mp3 de la empresa PTW.



Figura 15: Unidad de control TBA, PTW (Tomado de *Manual de usuario TBA CONTROL UNIT Unidad de control T4101, PTW*)

3.1.3 Cámara de ionización gaseosa tipo FARMER (0,6 cm³)

La cámara de ionización gaseosa tipo Farmer de 0,6 cm³ (figura 16) es una cámara estándar a prueba de agua para dosimetría absoluta de fotones y electrones, se puede utilizar en agua o en material de estado sólido. El rango nominal de energía de fotones es de 30 kV a 50 MV, el rango de energía de electrones es de 10 MeV a 45 MeV. Esta cámara cuenta con un certificado de calibración para la calibración en dosis absorbida en agua o kerma en aire, proporcionado por el laboratorio secundario de calibración dosimétrica.



Figura 16: Cámara de ionización gaseosa tipo Farmer de 0,6 cm³.

3.1.4 Electrómetro UNIDOS, PTW

El electrómetro UNIDOS (figura 17) es ligero, compacto y fácil de usar; utilizado principalmente para la dosimetría rutinaria en radioterapia. Se pueden conectar cámaras de ionización y detectores de estado sólido. Muestra los valores medidos de la dosis y la tasa de dosis en Gy, R, Gy/min, R/min o Gy.m. Los valores eléctricos de carga y corriente se miden en coulomb (C) y amperios (A). La pantalla LCD grande y de alto contraste es fácil de leer. El dispositivo incluye compensación automática de

fugas y una interfaz RS232. Este electrómetro funciona tanto con la red como con la batería.



Figura 17: Electrómetro UNIDOS, PTW (Tomado de *Radiation Medicine Products from PTW, 2013*)

3.2 Determinación del factor de calibración de la cámara de ionización líquida, microLion (0,002 cm³).

El método de calibración por sustitución es adoptado cuando las cámaras a ser comparadas son muy diferentes en tamaño o forma. Dicho método en términos de dosis absorbida en agua consiste en posicionar la cámara de referencia en el punto de calibración en el maniquí de agua a una determinada profundidad (la cual debe permitir que el dosímetro se encuentre dentro de la zona de equilibrio electrónico) en el haz de radiación, donde se toman un conjunto de lecturas; dicha cámara de referencia es entonces reemplazada por la cámara a calibrar con la cual se toman una serie de medidas similares, a la misma profundidad (35).

Para este trabajo la cámara estándar de referencia utilizada fue la cámara de ionización gaseosa tipo Farmer (0,6 cm³) y la cámara de ionización líquida microLion es la cámara a calibrar y las mediciones se realizaron en el maniquí de agua mp3.

Los valores de dosis absorbida determinados con el estándar de referencia y con la microLion vienen dados respectivamente por:

$$D_{w,Q}^{ref} = k^{ref} \cdot N_{D,w,Q}^{ref} \cdot \bar{M}_{ref} \quad (7)$$

$$D_{w,Q}^{mL} = k^{mL} \cdot N_{D,w,Q}^{mL} \cdot \bar{M}_{mL} \quad (8)$$

Donde:

- $N_{D,w,Q}^{ref}$ y $N_{D,w,Q}^{mL}$ representan los factores de calibración de las cámaras de referencia (dado por el LSCD) y en estudio (cámara líquida), respectivamente.
- \bar{M}_{ref} y \bar{M}_{mL} son los promedios de las lecturas tomadas con el dosímetro de referencia y con la cámara líquida, respectivamente.
- k^{ref} y k^{mL} son los productos de las magnitudes de influencia correspondientes a cada cámara (factores de corrección por calidad de haz, k_Q , cambio de polaridad, k_{pol} , y recombinación, k_s)

$$k^{ref} = k_Q \cdot k_{pT} \cdot k_{pol} \cdot k_s \quad (9)$$

$$k^{mL} = k_{pol}^{mL} \cdot k_s^{mL} \quad (10)$$

Dado que los valores de dosis absorbida determinados con ambos dosímetros deben ser iguales:

$$D_{w,Q}^{ref} = D_{w,Q}^{mL} \quad (11)$$

El factor de calibración de la cámara líquida en términos de dosis absorbida se expresa como:

$$N_{D,w,Q}^{mL} = \frac{D_{w,Q}^{ref}}{k^{mL} \cdot \bar{M}_{mL}} \quad (12)$$

3.2.1 Posicionamiento de la cámara gaseosa tipo FARMER (0,6 cm³)

- Se posicionó la cámara gaseosa Farmer en el maniquí mp3, haciendo uso de un soporte de acrílico ajustado a uno de los brazos del maniquí mediante dos tornillos. La cámara gaseosa se ajustó con dos tornillos de plástico para su inmovilización, como se muestra en la figura 18.
- Para garantizar las mediciones en el centro del volumen de la cavidad de la cámara, se le colocó la caperuza y se alinearon los ejes de la retícula con las marcas transversales y longitudinales de la caperuza.
- Finalmente, se sumergió la cámara hasta que la mitad del volumen de la cavidad quedara fuera del agua y la otra mitad quedara sumergida dentro del maniquí.



Figura 18: Posicionamiento de cámara gaseosa tipo Farmer en el maniquí de agua.

3.2.2 Cámara de ionización líquida, microLion (0,002 cm³)

La cámara microLion PTW (Tipo 31018) es una cámara de ionización sellada de pequeño volumen. El volumen sensible (2 mm³) está lleno de isooctano. La señal resultante de la cámara es muy alta en relación con el tamaño del volumen (8). Debido al líquido en su interior, la cámara microLion proporciona una señal fuerte en relación con su muy pequeño volumen sensible. La tensión recomendada de la cámara de 800 V es proporcionada por un suministro adicional de alto voltaje (HV). En la figura 19 se muestra un esquema con las dimensiones de la cámara líquida microLion.

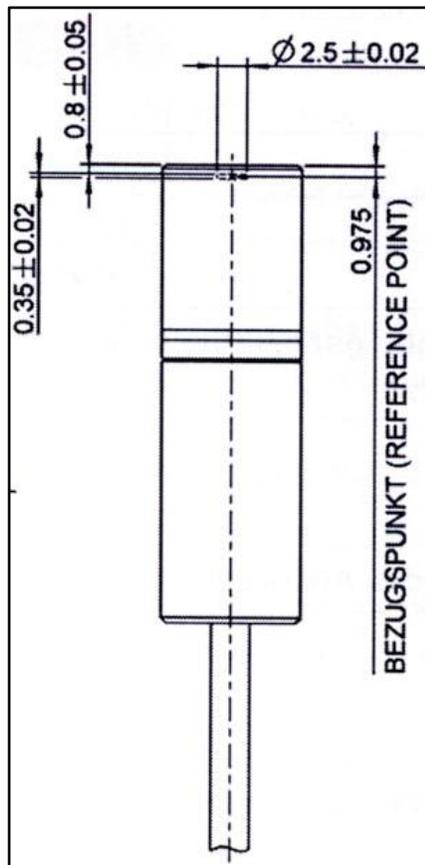


Figura 19: Dimensiones de la cámara microLion (Tomado de <http://www.wienkav.at/kav/kfj/91033454/physik/PTW/liquid.htm>)

Tabla 2: Características de la cámara microLion. (Tomado de <http://www.wienkav.at/kav/kfj/91033454/physik/PTW/liquid.htm>)

Parámetros	Datos
Volumen de la cámara	0,0017 cm ³
Punto de referencia	0,975 mm detrás de la ventana de entrada
Dirección de Incidencia Axial	Dirección de Incidencia Axial
Diámetro externo	11,958 mm
Longitud externa	39,35 mm
Diámetro del volumen sensible	2,5 mm
Espesor del volumen sensible	0,35 mm
Sensibilidad	9,8 nC/Gy (20 °C)
Voltaje	±(400,...,1000) V Nominal: 800 V
Tiempo de colección de iones	5,3 ms a 800 V
Dependencia direccional	≤ ±1% para inclinación de hasta ±40° ≤ ±0,5% para rotación alrededor del eje de la cámara
Tamaño de campo recomendado	(1x1) cm ² ,..., (20x20) cm ²

3.2.3 Posicionamiento de la cámara líquida microLion (0,002 cm³)

- Se posicionó la cámara líquida microLion en el maniquí mp3, haciendo uso de un soporte de acrílico (mostrado en la figura 20) ajustado a uno de los brazos del maniquí mediante dos tornillos. La cámara líquida se ajustó con un tornillo de plástico para su inmovilización.

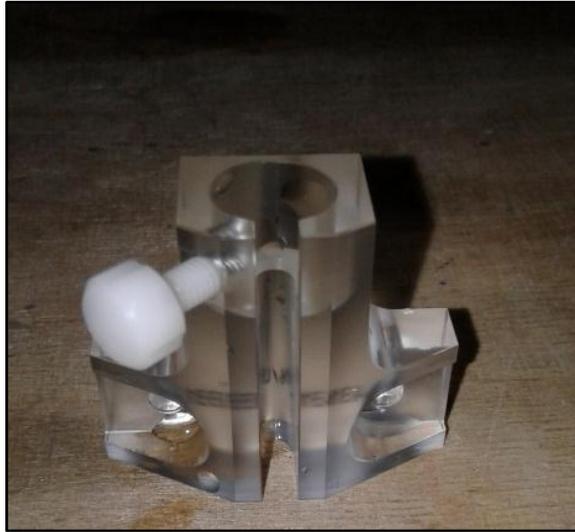


Figura 20: Soporte de acrílico para posicionamiento de cámara microLion en el maniquí de agua.

- Para garantizar las mediciones en el punto de referencia de la cámara, se alineó el detector utilizando los ejes de la retícula del haz de radiación. Primero se hizo coincidir uno de los ejes de la retícula con el borde de la cámara (como se observa en la figura 21) y se movió el detector tomando en cuenta el diámetro de este, hasta que el eje de la retícula se ubicara en el centro de la cámara. Se realizó el mismo procedimiento con el otro eje de la retícula.

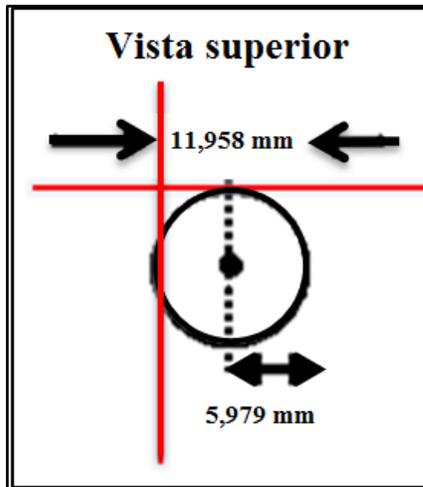


Figura 21: Alineación de la cámara microLion con los ejes de la retícula del haz de radiación.

- Una vez alineada la cámara líquida, se hizo coincidir la línea de referencia de ésta (a 16,85 mm de la parte superior), con la superficie del agua, y tomando en cuenta que el punto efectivo de medición se encuentra a 0,975 mm detrás de la ventana de entrada, se sumergió la cámara 15,875 mm de manera tal que el punto de referencia de la cámara quedara ubicado en la superficie del agua.

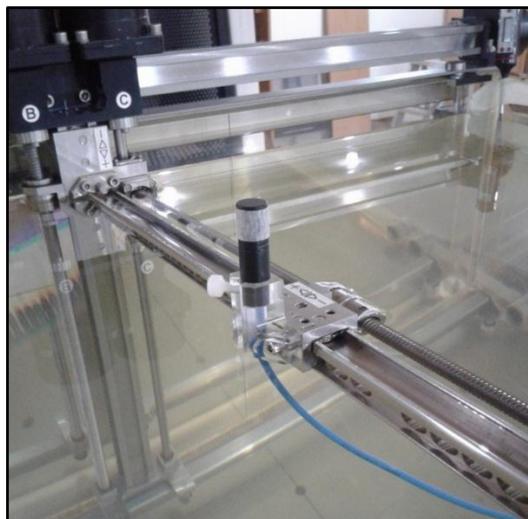


Figura 22: Posicionamiento de la cámara microLion en el soporte de acrílico sobre el brazo del maniquí de agua.

3.2.4 Electrómetro dual TANDEM, PTW

Es un electrómetro de dos canales (ver figura 23) para dosimetría absoluta con software TanSoft y para dosimetría relativa con sistemas TBA. El software TanSoft proporciona factores de calibración y corrección para varios detectores y muestra los resultados de medición. La tensión de la cámara para ambos canales es programable individualmente en incrementos de 50 V hasta 400 V con polaridad reversible. El TANDEM es muy rápido y permite establecer intervalos de medición mínimos de 10 ms.



Figura 23: Electrómetro dual TANDEM, PTW.

3.2.5 Fuente de alto voltaje, HV-SUPLY, PTW

Esta fuente es la encargada de suministrar el alto voltaje (800 V) requerido por la cámara microLion para su funcionamiento. Se conecta al electrómetro dual TANDEM a igual que el detector. Mediante el software TanSoft (PTW), pueden visualizarse las lecturas de carga colectada por la cámara. Esta fuente de alto voltaje se muestra en la figura 24 mientras que su montaje en conjunto con el electrómetro dual TANDEM y la unidad de control TBA se muestra en la figura 25.



Figura 24: Fuente externa de alto voltaje, PTW.



Figura 25: Montaje de la fuente de alto voltaje conectada al electrómetro dual TANDEM y a la unidad de control TBA.

3.3 Determinación del factor de salida para cono de 4 mm.

Los factores de salida son utilizados para la dosimetría de campos clínicos, relativa a la dosimetría de referencia de un campo msr (machine specific reference). Estos factores también son llamados factores de dispersión total o factores de dosis relativos. Los factores de salida $\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ con respecto al campo de referencia específico de la máquina, f_{msr} , están definidos como la relación de dosis absorbida en agua en el campo clínico f_{clin} , con una calidad de haz Q_{clin} y la dosis absorbida en agua en el campo de referencia específico de la máquina f_{msr} , con calidad de haz Q_{msr} (22).

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \frac{D_{w, Q_{clin}}^{f_{clin}}}{D_{w, Q_{msr}}^{f_{msr}}} \quad (13)$$

Estos factores de salida son usados para convertir la dosis absorbida en agua para el campo de referencia específico de la máquina f_{msr} a la dosis absorbida en agua para

el campo clínico f_{clin} . Para máquinas que puedan establecer el campo de referencia convencional f_{ref} 10 cm x 10 cm, el término “msr” es remplazado con el término “ref”.

Los factores de salida son derivados a partir de las relaciones de las lecturas realizadas con el detector, de acuerdo a:

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} \quad (14)$$

Se observa en esta ecuación que la relación entre las lecturas no es igual al factor de salida del campo, si no que esta relación debe ser multiplicada por una factor de corrección para obtener el factor de salida del campo.

El factor de corrección $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$, puede ser determinado como un valor medido directamente, un valor genérico experimental o un valor genérico calculado con el método de Monte Carlo:

$$k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \frac{D_{w, Q_{clin}}^{f_{clin}} / \bar{D}_{det, Q_{clin}}^{f_{clin}}}{D_{w, Q_{msr}}^{f_{msr}} / \bar{D}_{det, Q_{msr}}^{f_{msr}}} \quad (15)$$

Si no se dispone de un detector adecuado para el amplio rango de tamaños de campo desde el f_{msr} hasta el f_{clin} , se aconseja utilizar una cámara de ionización para tamaños de campos pequeños hasta un campo intermedio f_{int} tan pequeño como sea posible pero sin las condiciones de campo pequeño, y utilizar un detector adecuado para campos pequeños, como el diodo, solo para mediciones en campos más pequeños, limitando así el efecto de la dependencia energética. Utilizando este método del campo intermedio (IFM por sus siglas en ingles), el factor de salida se obtiene a través de la ecuación:

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \left[\Omega_{Q_{clin}, Q_{int}}^{f_{clin}, f_{int}} \right]_{det} \left[\Omega_{Q_{int}, Q_{msr}}^{f_{int}, f_{msr}} \right]_{IC} \quad (16)$$

Donde “*det*” se refiere al detector para campos pequeños e “*IC*” se refiere a la cámara de ionización (22).

En este trabajo el detector utilizado para campos pequeños, fue la cámara líquida microLion mientras que la cámara de ionización empleada fue la gaseosa tipo Farmer.

Utilizando la definición de factor de salida dada en la ec (14), la ecuación anterior se convierte en:

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \left[\frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{int}}^{f_{int}}} k_{Q_{clin}, Q_{int}}^{f_{clin}, f_{int}} \right]_{det} \left[\frac{M_{Q_{int}}^{f_{int}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} k_{Q_{int}, Q_{msr}}^{f_{int}, f_{msr}} \right]_{IC} \quad (17)$$

Donde:

$M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}$: Es la lectura realizada con el detector para campos pequeños en el campo clínico, en este caso es el cono de 4 mm.

$\left[M_{Q_{int}}^{f_{int}} \right]_{det}$: Es la lectura realizada con el detector para campos pequeños en el campo intermedio 3 cm x 3 cm.

$\left[M_{Q_{int}}^{f_{int}} \right]_{IC}$: Es la lectura realizada con la cámara de ionización en el campo intermedio 3 cm x 3 cm.

$M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}$: Es la lectura realizada con la cámara de ionización en el campo de referencia del equipo, 10 cm x 10 cm.

Se requieren dos factores de corrección, uno para cada detector, sin embargo, en ausencia de condiciones de campos pequeños para el campo intermedio, $k_{Q_{int}, Q_{msr}}^{f_{int}, f_{msr}} \approx 1$ para cámaras de ionización bien diseñadas. Teniendo que corregir solo desde el campo intermedio f_{int} hasta el campo clínico f_{clin} , se minimiza la contribución del detector para campos pequeños a la corrección general, especialmente la influencia de dispersión de fotones de baja energía.

3.4 Planificación de tratamiento utilizando radiocirugía estereotáctica con conos.

3.3.1 Materiales a utilizar

- Maniquí de agua esférico.

Consiste en una esfera de vidrio (ver figura 26) de 16 cm de diámetro, diseñado para realizar mediciones en agua o material equivalente a tejido.



Figura 26: Maniquí esférico de vidrio.

- Máscara termoplástica para radiocirugía

Es un dispositivo que permite obtener una inmovilización más precisa en el posicionamiento de pacientes, lo que da lugar, a una mejor correspondencia entre el plan de tratamiento y la ubicación del tumor. Estas máscaras están hechas de un material termoplástico, como se observa en la figura 27, que al ser sumergido en agua, utilizando un baño de maría, a cierto nivel de temperatura (165 °F) se vuelven maleables, de tal forma que pueden ser estiradas y moldeadas según el cuerpo del paciente y logrando un estado de rigidez al volver a temperatura ambiente (36).



Figura 27: Máscara termoplástica para radiocirugía intracraneal.

- Cono de 4 mm para radiocirugía



Figura 28 : Cono de 4 mm para radiocirugía estereotáctica.

- Marco Estereotáctico para radiocirugía



Figura 29: Marco para radiocirugía estereotáctica, con el maniquí esférico y la máscara termoplástica posicionados para la simulación.

- Sistema de planificación para radiocirugía

Se utilizó el sistema de planificación iPlan RT Dose 4.1.4 (Brainlab). Este sistema permite realizar tratamientos de radiocirugía con conos y con colimador micromultiláminas.

3.3.2 Simulación para tratamiento

La simulación es la base de la planificación, y consiste en realizar una tomografía axial computarizada (TAC) para definir, tanto los volúmenes de tratamiento, como los tejidos sanos u órganos a riesgo (OAR) en tres dimensiones (3D). Utilizando imágenes de tomografía de diferentes espesores de corte, se consigue entregar en forma homogénea la dosis prescrita en el volumen tumoral, mejorando la tasa de control local, protegiendo los tejidos sanos circundantes, y de este modo, disminuyendo la toxicidad y mejorando la calidad de vida del paciente (36).

Para llevar a cabo la simulación de tratamiento con el maniquí a utilizar en este trabajo, se procedió de la siguiente manera:

- Se realizó una máscara inmovilizadora al maniquí esférico, posicionado en el marco para radiocirugía estereotáctica, como se muestra en la figura 30.



Figura 30: Máscara inmovilizadora realizada al maniquí.

- Se procedió entonces a realizar la tomografía axial computarizada al maniquí esférico lleno de agua con la cámara microLion posicionada en su interior. En la figura 31 se puede apreciar el montaje utilizado.



Figura 31: Montaje experimental para realizar la tomografía axial computarizada.

- Una vez importada la tomografía en nuestro sistema de planificación, se procedió a delimitar los volúmenes de interés mostrados en la figura 32.

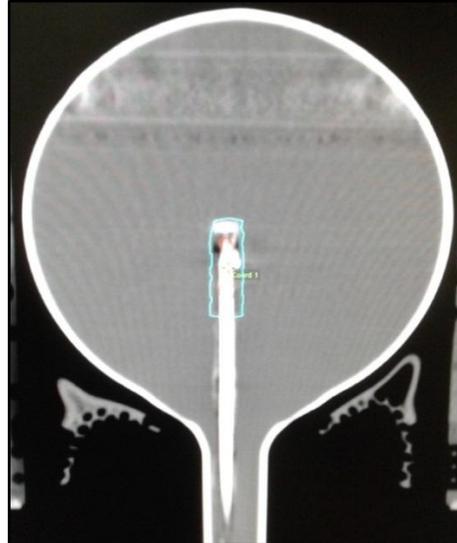


Figura 32: Volúmenes de interés delimitados, detector (azul) y punto efectivo (rojo).

3.3.3 Planificación con el sistema Brainlab

Para la planificación de tratamiento se emplearon 5 arcos de irradiación, para una dosis total de 80 Gy en una sola sesión de tratamiento. Una vez evaluada y aprobada

la dosimetría, se procedió a impartir dicho tratamiento en el acelerador lineal como se muestra en la figura 33.



Figura 33: Montaje experimental para entrega de tratamiento en acelerador lineal.

CAPITULO 4 ANÁLISIS DE RESULTADOS

4.1 Determinación de dosis absorbida en agua bajo condiciones de referencia.

Se determinó la dosis absorbida en agua bajo condiciones de referencia para un haz de 6 MV de calidad $TPR_{20,10} = 0,6674$.

La dosis absorbida en agua a la profundidad de referencia (10 cm) fue:

$$D_{w,Q}(z_{ref} = 10 \text{ cm}) = 0,6704 \text{ Gy}$$

La dosis absorbida en agua en el punto de dosis máxima (1,5 cm) fue:

$$D_{w,Q}(d_{max} = 1,5 \text{ cm}) = 0,9998 \text{ cGy/UM}$$

El valor de dosis obtenido se encuentra dentro del 2% de tolerancia (1 cGy/UM).

4.2 Determinación del factor de calibración de la cámara de ionización líquida, microLion (0,002 cm³).

En este trabajo fue de interés trabajar con tres tamaños de campo distinto: el campo 3 cm x 3cm por ser el tamaño de campo más pequeño apropiado para mediciones con la cámara de ionización, el campo 5 cm x 5 cm, por ser el tamaño dado a las mandíbulas para realizar mediciones con el cono de 4 mm y finalmente el campo de 10 cm x 10 cm por ser el tamaño de campo de referencia en cada medición.

Debido a esto se calculó el factor de calibración para estos tres tamaños de campo distintos, a dos profundidades de medición: 5 cm y 10 cm.

Tabla 3: Parámetros medidos con la cámara de referencia

k_{pT}	1,1258
k_{pol}	0,9993
k_s	1,0044
k_Q	0,9917
$N_{D,w,Q}^{ref}$ (Gy/nC)	0,05372
k^{ref}	0,0602

Tabla 4: Parámetros medidos con la cámara microLion

k_{pol}	1,0000
k_s	1,0684
k^{mL}	1,0684

- **Factor de calibración para campo 10 cm x 10 cm a 10 cm de profundidad:**

Tabla 5: Medidas con la cámara de referencia para campo 10 cm x 10 cm a 10 cm de profundidad

M_1 (nC)	M_2 (nC)	M_3 (nC)	\bar{M}_{ref} (nC)	σ (nC)	CV (%)
11,140	11,130	11,140	11,137	0,006	0,05

Tabla 6: Medidas con la cámara microLion 10 cm x 10 cm a 10 cm de profundidad

M_1 (nC)	M_2 (nC)	M_3 (nC)	\bar{M}_{mL} (nC)	σ (nC)	CV (%)
5,820	5,819	5,820	5,820	0,001	0,01

$$N_{D,w,Q}^{mL} = 0,1078 \text{ Gy/nC}$$

- **Factor de calibración para campo 5 cm x 5 cm a 10 cm de profundidad:**

Tabla 7: Medidas con la cámara de referencia para campo 5 cm x 5 cm a 10 cm de profundidad

M_1 (nC)	M_2 (nC)	M_3 (nC)	\bar{M}_{ref} (nC)	σ (nC)	CV (%)
9,944	9,931	9,926	9,934	0,009	0,09

Tabla 8: Medidas con la cámara microLion para campo 5 cm x 5 cm a 10 cm de profundidad

M_1 (nC)	M_2 (nC)	M_3 (nC)	\bar{M}_{mL} (nC)	σ (nC)	CV (%)
5,233	5,228	5,236	5,232	0,004	0,08

$$N_{D,w,Q}^{mL} = 0,1070 \text{ Gy/nC}$$

- **Factor de calibración para campo 3 cm x 3 cm a 10 cm de profundidad:**

Tabla 9: Medidas con la cámara de referencia para campo 3 cm x 3 cm a 10 cm de profundidad

M_1 (nC)	M_2 (nC)	M_3 (nC)	\bar{M}_{ref} (nC)	σ (nC)	CV (%)
9,109	9,092	9,104	9,102	0,009	0,10

Tabla 10: Medidas con la cámara microLion para campo 3 cm x 3 cm a 10 cm de profundidad

M_1 (nC)	M_2 (nC)	M_3 (nC)	\bar{M}_{mL} (nC)	σ (nC)	CV (%)
4,884	4,881	4,887	4,884	0,003	0,06

$$N_{D,w,Q}^{mL} = 0,1050 \frac{\text{Gy}}{\text{nC}}$$

- **Factor de calibración para campo 10 cm x 10 cm a 5 cm de profundidad:**

Tabla 11: Medidas con la cámara de referencia para campo 10 cm x 10 cm a 5 cm de profundidad

M_1 (nC)	M_2 (nC)	M_3 (nC)	\bar{M}_{ref} (nC)	σ (nC)	CV (%)
14,410	14,420	14,420	14,417	0,006	0,04

Tabla 12: Medidas con la cámara microLion para campo 10 cm x 10 cm a 5 cm de profundidad

M_1 (nC)	M_2 (nC)	M_3 (nC)	\bar{M}_{mL} (nC)	σ (nC)	CV (%)
7,504	7,512	7,512	7,509	0,005	0,06

$$N_{D,w,Q}^{mL} = 0,1081 \text{ Gy/nC}$$

- **Factor de calibración para campo 5 cm x 5 cm a 5 cm de profundidad:**

Tabla 13: Medidas con la cámara de referencia para campo 5 cm x 5 cm a 5 cm de profundidad

M_1 (nC)	M_2 (nC)	M_3 (nC)	\bar{M}_{ref} (nC)	σ (nC)	CV (%)
13,330	13,320	13,320	13,323	0,006	0,04

Tabla 14: Medidas con la cámara microLion para campo 5 cm x 5 cm a 5 cm de profundidad

M_1 (nC)	M_2 (nC)	M_3 (nC)	\bar{M}_{mL} (nC)	σ (nC)	CV (%)
7,007	7,007	6,998	7,003	0,006	0,09

$$N_{D,w,Q}^{mL} = 0,1071 \text{ Gy/nC}$$

- **Factor de calibración para campo 3 cm x 3 cm a 5 cm de profundidad:**

Tabla 15: Medidas con la cámara de referencia para campo 3 cm x 3 cm a 5 cm de profundidad

M_1 (nC)	M_2 (nC)	M_3 (nC)	\bar{M}_{ref} (nC)	σ (nC)	CV (%)
12,400	12,400	12,400	12,400	0,000	N.A

Tabla 16: Medidas con la cámara microLion para campo 3 cm x 3 cm a 5 cm de profundidad

M_1 (nC)	M_2 (nC)	M_3 (nC)	\bar{M}_{mL} (nC)	σ (nC)	CV (%)
6,646	6,646	6,640	6,644	0,003	0,05

$$N_{D,w,Q}^{mL} = 0,1051 \text{ Gy/nC}$$

4.3 Determinación del factor de salida para tres tamaños de cono con la cámara microLion.

El factor de salida se midió a 5 cm y 10 cm de profundidad, de esta manera se evitó la influencia de la contaminación electrónica..

De acuerdo a la ecuación (17):

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \left[\frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{int}}^{f_{int}}} k_{Q_{clin}, Q_{int}}^{f_{clin}, f_{int}} \right]_{det} \left[\frac{M_{Q_{int}}^{f_{int}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} k_{Q_{int}, Q_{msr}}^{f_{int}, f_{msr}} \right]_{IC}$$

- **Factor de salida para el cono de 30 mm a 10 cm de profundidad**

Tabla 17: Lecturas con la cámara de referencia y la cámara líquida a 10 cm de profundidad

$M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}$	11,137 nC
$[M_{Q_{int}}^{f_{int}}]_{IC}$	9,102 nC
$[M_{Q_{int}}^{f_{int}}]_{det}$	4,884 nC

Tabla 18: Lecturas con el cono de 30 mm a 10 cm de profundidad

M_1 (nC)	M_2 (nC)	M_3 (nC)	$\overline{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}$ (nC)	σ (nC)	CV (%)
4,966	4,972	4,986	4,975	0,010	0,21

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = 0,8324$$

- **Factor de salida para el cono de 15 mm a 10 cm de profundidad**

Tabla 19: Lecturas con el cono de 15 mm a 10 cm de profundidad

M_1 (nC)	M_2 (nC)	M_3 (nC)	$\overline{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}$ (nC)	σ (nC)	CV (%)
4,618	4,606	4,618	4,614	0,007	0,15

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = 0,7721$$

- **Factor de salida para el cono de 4 mm a 10 cm de profundidad**

Tabla 20: Lecturas con el cono de 4 mm a 10 cm de profundidad

M_1 (nC)	M_2 (nC)	M_3 (nC)	$\overline{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}$ (nC)	σ (nC)	CV (%)
2,850	2,848	2,854	2,851	0,003	0,11

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = 0,4770$$

- **Factor de salida para el cono de 30 mm a 5 cm de profundidad**

Tabla 21: Lecturas con el cono de 30 mm a 5 cm de profundidad

M ₁ (nC)	M ₂ (nC)	M ₃ (nC)	$\overline{M}_{Q_{clin}}^{f_{clin}}$ (nC)	σ (nC)	CV (%)
6,794	6,794	6,800	6,796	0,003	0,05

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = 0,8798$$

- **Factor de salida para el cono de 15 mm a 5 cm de profundidad**

Tabla 22: Lecturas con el cono de 15 mm a 5 cm de profundidad

M ₁ (nC)	M ₂ (nC)	M ₃ (nC)	$\overline{M}_{Q_{clin}}^{f_{clin}}$ (nC)	σ (nC)	CV (%)
6,360	6,357	6,400	6,358	0,002	0,03

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = 0,8230$$

- **Factor de salida para el cono de 4 mm a 5 cm de profundidad**

Tabla 23: Lecturas con el cono de 4 mm a 5 cm de profundidad

M ₁ (nC)	M ₂ (nC)	M ₃ (nC)	$\overline{M}_{Q_{clin}}^{f_{clin}}$ (nC)	σ (nC)	CV (%)
3,882	3,877	3,880	3,880	0,003	0,06

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = 0,5023$$

Se observa que conforme disminuye el tamaño de campo, también lo hace el factor de salida, esto debido a la poca contribución de fotones dispersos a medida que el campo se hace más pequeño.

4.4 Planificación de tratamiento

Tabla 24: Parámetros del plan de tratamiento.

	Angulo camilla (°)	Inicio del arco (°)	Final del arco (°)	UM	Dosis en el isocentro (Gy)
Arco 1	335	210	330	2322	7,42
Arco 2	305	200	330	2389	7,40
Arco 3	90	30	150	2388	7,40
Arco 4	55	30	150	2385	7,20
Arco 5	30	30	150	2352	7,41

4.5 Medidas experimentales

Tabla 25: Lecturas obtenidas con el montaje experimental.

	M ₁ (nC)	M ₂ (nC)	M ₃ (nC)	\bar{M} (nC)	σ (nC)	CV (%)
Arc 1	0,921	0,924	0,920	0,9076	0,002	0,23
Arc 2	2,154	2,162	2,194	2,170	0,021	0,98
Arc 3	1,668	1,699	1,700	1,689	0,018	1,08
Arc 4	0,943	0,937	0,940	0,940	0,003	0,32
Arc 5	0,816	0,838	0,854	0,836	0,019	2,28

Una vez obtenidas estas lecturas se procedió a calcular la dosis absorbida en agua de acuerdo a la ecuación (8):

$$D_{w,Q}^{mL} = k^{mL} \cdot N_{D,w,Q}^{mL} \cdot \bar{M}_{mL}$$

Tomando la lectura promedio del arco 1 y sabiendo que $k^{mL} = 1,0684$ y

$N_{D,w,Q}^{mL} = 0,1051$ Gy/nC , se tiene lo siguiente:

$$D_{w,Q}^{mL} = 0,101 \text{ Gy}$$

Se procedió de manera similar para los arcos restantes, dando como resultado los datos mostrados en la tabla 26.

Tabla 26: Diferencia porcentual entre datos experimentales y datos del sistema de planificación

	Dosis experimental (Gy)	Dosis del sistema de planificación (Gy)	Diferencia porcentual (%)
Arc 1	0,101	7,42	- 98,6
Arc 2	0,243	7,40	- 96,7
Arc 3	0,189	7,40	- 97,4
Arc 4	0,105	7,20	- 98,5
Arc 5	0,093	7,41	- 98,7

Es importante destacar que de acuerdo a las especificaciones del detector utilizado, mostradas en la tabla 2, el fabricante recomienda un posicionamiento axial para realizar mediciones, pero este no fue el caso para nuestro montaje experimental, ya que por limitaciones del maniquí, el detector se colocó de manera transversal al haz.

Esto afecto de manera significativa la respuesta del detector dando como resultado las diferencias porcentuales mostradas en la tabla 26.

Por otro lado, de acuerdo a los datos mostrados en la tabla 24, cada arco de tratamiento presento una inclinación mayor a 40°, el cual es el valor límite recomendado por el fabricante para obtener variaciones de hasta 1% en las lecturas.

Esto es debido que el detector presenta un comportamiento anisotropico al ser irradiado desde distintas direcciones. Por esta razón se observaron variaciones de la dosis medida con respecto a los valores obtenidos en el sistema de planificación.

En la figura 34 se puede observar un esquema de cómo fue irradiada la cámara líquida comparada con la especificación del fabricante. Es importante destacar que en este trabajo de investigación el arco de tratamiento mínimo fue de 120°

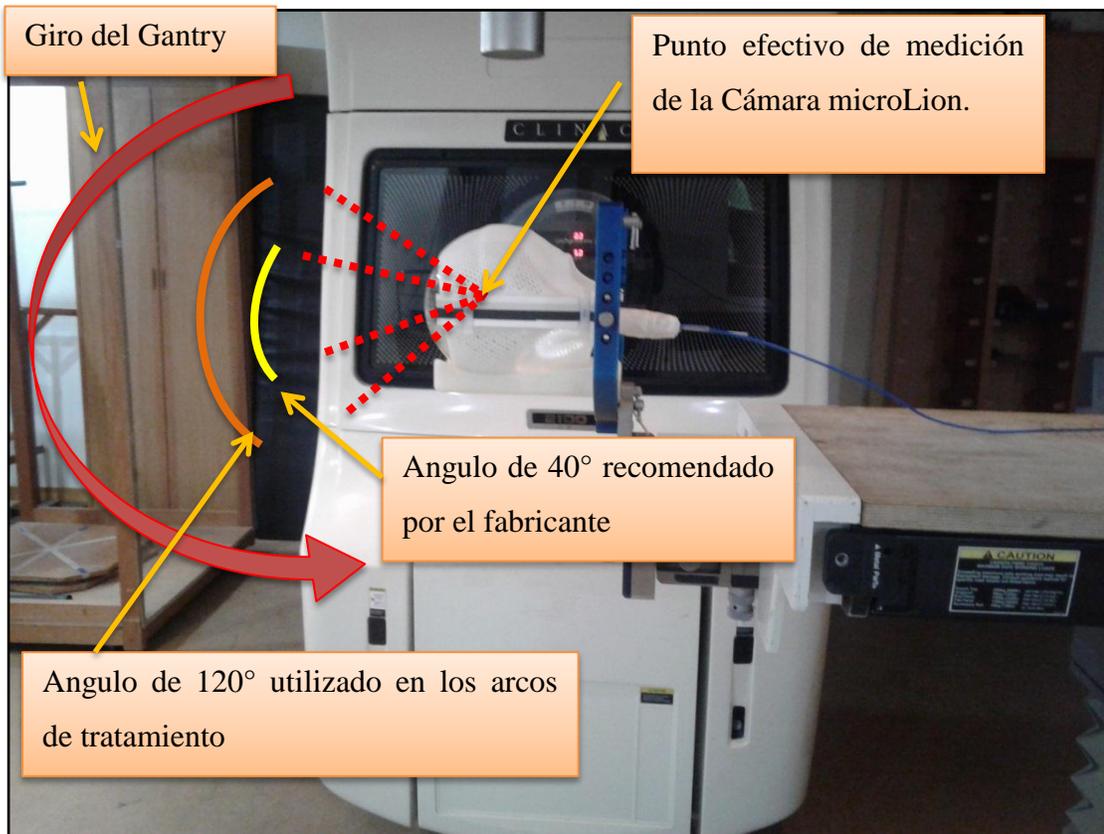


Figura 34: Ilustración del trayecto recorrido por un arco de tratamiento durante la irradiación del detector.

CONCLUSIONES

La cámara de ionización líquida microLion presenta características importantes que la hacen apropiada para la dosimetría de campos pequeños, entre ellas su pequeño volumen sensible y su alta resolución espacial. Sin embargo, debido a las características específicas del montaje experimental empleado en esta investigación, su uso no resultó adecuado para evaluar dosimétricamente el cono de 4 mm, ya que hubo diferencias significativas entre las lecturas obtenidas experimentalmente y las mostradas por el sistema de planificación de tratamiento.

Hubo dos factores determinantes en los resultados obtenidos, por un lado, el posicionamiento del detector al momento de realizar las mediciones y por el otro la geometría utilizada para la planificación del tratamiento.

Es importante entonces, tomar en cuenta las características del detector en la realización de mediciones, sobre todo si se emplea una geometría de campos que no permitan una incidencia axial del haz de irradiación en dicho detector, tal como lo recomienda el fabricante.

Finalmente la anisotropía del detector, lo hace inadecuado para realizar mediciones en tratamientos con arcos que sean mayores a 40° , ya que existe una variación mayor a 1% en la dosis obtenida a medida que el haz va incidiendo en el detector.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Jumbo, D; Álvarez, J. **NERVIO TRIGÉMINO.**_Universidad Católica de Cuenca. Unidad Académica de Salud y Bienestar. Carrera de odontología. 2018.
2. MAYFIELD Brain and Spine. **Trigeminal Neuralgia (facial pain).** University of Cincinnati. Ohio. 2016.
3. García, G. Sánchez, J. Tenopala, S. **Neuralgia del trigémino.** Departamento de Anestesia, Centro Médico ABC, Observatório. Vol. 57, Núm. 1 Ene. - Mar. 2012 p. 39 – 47.
4. Revuelta, R; Escobedo, F; Arvizu, E; De Juambelz, P; Fernández, B. 2003. **Neuralgia del trigémino: Un problema, varias alternativas de tratamiento.** Plasticidad y Restauración Neurológica. Vol. 2 No.2.
5. Sánchez, C. **Aplicaciones de la radiocirugía al tratamiento de neurinomas y malformaciones arteriovenosas intracraneales.** Servicio de Neurocirugía del Hospital Carlos Haya Málaga (España). Radiobiología Revista electrónica. 2002.
6. Bescós, A; Pascual, V; Escosa, M; Málaga, X. 2015. **Tratamiento de la neuralgia del trigémino: actualización y perspectivas futuras de las técnicas percutáneas.** Revista de Neurología 61 (3). Hospital Joan XXIII. Tarragona, España.
7. Wickman, G. 1974. **A Liquid Ionization Chamber with High Spatial Resolution.** *PHYS. MED. BIOL*, VOL. 19, NO. 1. University of Lemb, Radiation Physics Department. Umeb, Suecia.
8. PTW, the Quest for the Ideal Detector. 2010. **The microLion Chamber.** <http://www.wienkav.at/kav/kfj/91033454/physik/PTW/liquid.htm>.
9. López, G; Salazar, J; Osuna, E. 2012. **Descripción anatómica, fisiológica y embriológica del nervio trigémino en el marco conceptual de la terapia neural, como sustrato frecuente de campo interferente.** Publicación

científica en ciencias biomédicas ISSN 1794 - 2470 vol. 10 no. 17.
Universidad Nacional de Colombia.

10. Rivera, G.2011. **Nervio trigémino: aspectos esenciales desde las ciencias biomédicas.** *Rev. Estomat. 2011; 19(2):33-39.* Volumen 19 N° 2. Universidad del Valle.
11. Lee, J; Lim, M. 2016. **Trigeminal Neuralgia.** Neurosurgery clinics of North America. Clinics Review Articles; 27 (3).
12. Kim, J. **Translational Correlation: Trigeminal Neuralgia.** Centro de ciencias Médicas, Universidad de Texas, Estados Unidos. Editorial Elsevier.
13. Singh, R; Davis, J; Sharma, S. 2016. **Stereotactic Radiosurgery for Trigeminal Neuralgia: A Retrospective Multi-Institutional Examination of Treatment Outcomes.** *Cureus* 8(4).
14. Moreno, L; González, N; Mendoza, E; Viñals, F; Ivo, A; Moreno, V; Ruiz, M. 2015. **Linac-based stereotactic radiosurgery for trigeminal neuralgia.** *Applied radiation oncology.*
15. AMERICAN BRAIN TUMOR ASSOCIATION. 2015. **Stereotactic Radiosurgery.** Chicago, IL. www.abta.org.
16. Navarro, C. **Neurocirugía para médicos generales.** Editorial Universidad de Antioquia, abril 2006, , Medellín Colombia
17. Scheib, S; Gianolini, S; Lomax, N; Mack, A. 2004. **High precision radiosurgery and technical standards.** Austria.
18. International Radiosurgery Association (IRSA). Radiosurgery Practice Guideline Initiative. 2009. **Stereotactic Radiosurgery for Patients with Intractable Typical Trigeminal Neuralgia Who Have Failed Medical Management Radiosurgery Practice Guideline Report #1-03.**
19. Dasa, I; Ding, G; Ahnesjö, A. 2007. **Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry.** *Med.Phys.* Vol. 35 Nro. 1.
20. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. 2000. **Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy.** An International Code

- of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water. TECHNICAL REPORTS SERIES No. 398. Viena.
21. Sang, H; Kum-Bac, K; Young, H. 2015. Determination of ion recombination correction factors for a liquid ionization chamber in megavoltage photon beams. *Journal of the korean physical Society, Vol. 66, N° 9.*
 22. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. 2017. **Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy.** . An International Code of Practice for Reference and Relative Dose Determination. TECHNICAL REPORTS SERIES No. 483. Viena.
 23. Vargas, M. 2013. **Estudio de la dosis absorbida en campos Pequeños con ausencia de equilibrio Electrónico lateral en radiocirugía Estereotáxica y radioterapia con intensidad Modulada.** Universidad autónoma del Estado de México. Instituto nacional de Investigaciones nucleares. Toluca, estado de México.
 24. PTW. 2013. **Small Field Dosimetry.** Application Guide. When small things matter.
 25. Alfonso, R; Andreo, P; Capote, R; Saiful, M; Kilby, W; Kjäll,P; Mackie, T; Palmans, H; Rosser, K; Seuntjens, J; Ullrich, W; Vatnitsky, S. 2008. **A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields.** Med. Phys. 35 (11). Assoc. Phys. Med.
 26. Kamil, M; Yevgeniy, V; Moyed, M; Sonja, D; Indra, D. 20014. **Small-field dosimetry for stereotactic radiosurgery and radiotherapy.** CRC Press.
 27. Filipuzzi, M. 2013. **Determinación experimental de penumbra de pequeños haces de radiación y corrección por función de respuesta mediante deconvolucion.** Instituto Privado de Radioterapia, Fundación Marie Curie. Córdoba, Argentina.
 28. Wuerfel, J. 2013. **Dose measurements in small fields.** MEDICAL PHYSICS INTERNATIONAL Journal, vol.1, No.1. Freiburg, Alemania.
 29. PTW, Technical Note 634.200.00/00. 2010. **Detectors for Small Field Dosimetry.**

30. González, D; Gómez1, F; Brualla, L; Roselló, J; Planes, D; Sánchez, M; Pombar, M. 2016. **Cámara de ionización con líquido como medio activo para dosimetría relativa de precisión.** España.
31. Wickman, G; Nystrom, H. 1991. **The use of liquids in ionization chambers for high precision radiotherapy dosimetry.** Phys. Med. Biol., 1992, Vol. 37, No 9. Departamento de Física de Radiación. Universidad de Umed, Suecia.
32. PTW 2012 **Liquid-Filled Ionization Chambers.** Combining the advantages of air filled ion chambers and solid state detectors. http://www.ptw.de/liquid-filled_ion_chambers.html.
33. Hendee, W; 2014. **Stereotactic Radiosurgery and Estereotactic Body Radiation Therapy.** Imaging in medical diagnosis and therapy. CRC Press.
34. Manual MP3 Water Phantom System. PTW
35. Coello, K. **Informe de Comisionamiento de la Cámara de Ionización Líquida microLion – PTW.**
36. Cova, M; Martínez, P; Medina, K; Millán, B; Rodríguez, J; Rojas, J. 2014. **SIMULACIÓN DE TRATAMIENTO EN RADIOTERAPIA.** PROGRAMA DE RESIDENCIA CLÍNICA, GURVE 2013-2014.